Biomecânica
ORTODÔNTICA PARA FECHAMENTO DE ESPAÇOS POR ALÇAS EM FORMA DE GOTA

Mauro Cordeiro D'Ornellas
Renésio Armindo Grehs
Vilmar Antônio Ferrazzo
Débora do Canto Assaf

Ano 2024

Biomecânica ORTODÔNTICA PARA FECHAMENTO DE ESPAÇOS POR ALÇAS EM FORMA DE GOTA

Mauro Cordeiro D'Ornellas
Renésio Armindo Grehs
Vilmar Antônio Ferrazzo
Débora do Canto Assaf

Ano 2024

Editora chefe
Profª Drª Antonella Carvalho de Oliveira
Editora executiva
Natalia Oliveira
Assistente editorial
Flávia Roberta Barão
Bibliotecária
Janaina Ramos
Projeto gráfico
Ellen Andressa Kubisty
Luiza Alves Batista
Nataly Evilin Gayde
Thamires Camili Gayde
Imagens da capa
iStock
Edição de arte
Luiza Alves Batista

Todos os manuscritos foram previamente submetidos à avaliação cega pelos pares, membros do Conselho Editorial desta Editora, tendo sido aprovados para a publicação com base em critérios de neutralidade e imparcialidade acadêmica.

A Atena Editora é comprometida em garantir a integridade editorial em todas as etapas do processo de publicação, evitando plágio, dados ou resultados fraudulentos e impedindo que interesses financeiros comprometam os padrões éticos da publicação. Situações suspeitas de má conduta científica serão investigadas sob o mais alto padrão de rigor acadêmico e ético.

CIÊNCIAS BIOLÓGICAS E DA SAÚDE

Biomecânica ortodôntica para fechamento de espaços por alças em forma de gota

Diagramação: Ellen Andressa Kubisty
Correção: Yaiddy Paola Martinez
Indexação: Amanda Kelly da Costa Veiga
Revisão: Os autores
Autores: Mauro Cordeiro D'Ornellas
Renésio Armindo Grehs
Vilmar Antônio Ferrazzo
Débora do Canto Assaf

Dados Internacionais de Catalogação na Publicação (CIP)

B615 Biomecânica ortodôntica para fechamento de espaços por alças em forma de gota / Mauro Cordeiro D'Ornellas, Renésio Armindo Grehs, Vilmar Antônio Ferrazzo, et al. - Ponta Grossa – PR: Atena, 2024.

Outra autora
Débora do Canto Assaf

Formato: PDF
Requisitos de sistema: Adobe Acrobat Reader
Modo de acesso: World Wide Web
Inclui bibliografia
ISBN 978-65-258-2389-8
DOI: https://doi.org/10.22533/at.ed.898243004

1. Ortodontia. I. D'Ornellas, Mauro Cordeiro. II. Grehs, Renésio Armindo. III. Ferrazzo, Vilmar Antônio. IV. Título.

CDD 617.693

Elaborado por Bibliotecária Janaina Ramos – CRB-8/9166

Atena Editora
Ponta Grossa – Paraná – Brasil
Telefone: +55 (42) 3323-5493
www.atenaeditora.com.br
contato@atenaeditora.com.br

DECLARAÇÃO DOS AUTORES

Os autores desta obra: 1. Atestam não possuir qualquer interesse comercial que constitua um conflito de interesses em relação ao conteúdo publicado; 2. Declaram que participaram ativamente da construção dos respectivos manuscritos, preferencialmente na: a) Concepção do estudo, e/ou aquisição de dados, e/ou análise e interpretação de dados; b) Elaboração do artigo ou revisão com vistas a tornar o material intelectualmente relevante; c) Aprovação final do manuscrito para submissão.; 3. Certificam que o texto publicado está completamente isento de dados e/ou resultados fraudulentos; 4. Confirmam a citação e a referência correta de todos os dados e de interpretações de dados de outras pesquisas; 5. Reconhecem terem informado todas as fontes de financiamento recebidas para a consecução da pesquisa; 6. Autorizam a edição da obra, que incluem os registros de ficha catalográfica, ISBN, DOI e demais indexadores, projeto visual e criação de capa, diagramação de miolo, assim como lançamento e divulgação da mesma conforme critérios da Atena Editora.

DECLARAÇÃO DA EDITORA

A Atena Editora declara, para os devidos fins de direito, que: 1. A presente publicação constitui apenas transferência temporária dos direitos autorais, direito sobre a publicação, inclusive não constitui responsabilidade solidária na criação dos manuscritos publicados, nos termos previstos na Lei sobre direitos autorais (Lei 9610/98), no art. 184 do Código Penal e no art. 927 do Código Civil; 2. Autoriza e incentiva os autores a assinarem contratos com repositórios institucionais, com fins exclusivos de divulgação da obra, desde que com o devido reconhecimento de autoria e edição e sem qualquer finalidade comercial; 3. Todos os e-book são *open access, desta forma* não os comercializa em seu site, sites parceiros, plataformas de *e-commerce,* ou qualquer outro meio virtual ou físico, portanto, está isenta de repasses de direitos autorais aos autores; 4. Todos os membros do conselho editorial são doutores e vinculados a instituições de ensino superior públicas, conforme recomendação da CAPES para obtenção do Qualis livro; 5. Não cede, comercializa ou autoriza a utilização dos nomes e e-mails dos autores, bem como nenhum outro dado dos mesmos, para qualquer finalidade que não o escopo da divulgação desta obra.

À minha esposa Maria e aos meus pais Febus e Telma, pelo amor, amparo e incentivo durante todo o percurso desta caminhada.

AGRADECIMENTOS

Ao professor Dr. Renésio Armindo Grehs pelo apoio, incentivo, dedicação e estímulos constantes durante toda a realização deste trabalho.

Ao professor Dr. Vilmar Antônio Ferrazzo pelas importantes sugestões fornecidas no decorrer da pesquisa.

Ao professor Dr. Paulo Afonso Burmann e a todos os docentes do Curso de Odontologia que se empenharam na concretização do Programa de Pós-Graduação em Ciências Odontológicas (PPGCO).

À Universidade Federal de Santa Maria, que possibilitou a concretização dos resultados deste livro.

APRESENTAÇÃO

Este livro tem o objetivo de apresentar efeitos da altura, secção transversal e tipo de liga no desempenho mecânico de alças confeccionadas em forma de gota, indicadas para a retração de incisivos e para a retração em massa de incisivos e caninos, buscando avaliar o comportamento das mesmas em relação às magnitudes de força ótima existentes na literatura.

Da mesma forma, também trás de forma didática, uma revisão sobre conceitos de força aplicada e sistemas de força ortodôntica, biomecânica do movimento dental e propriedades e composição dos fios ortodônticos.

SUMÁRIO

INTRODUÇÃO

Em ortodontia, a necessidade de extrações dentárias apresenta-se como uma opção de tratamento. Havendo excesso de material dentário e espaço insuficiente no arco, há necessidade de elaboração de um plano de tratamento seguindo essa conduta. Uma vez tomada essa decisão, haverá espaços e os mesmos deverão ser fechados através de uma mecânica controlada.

Segundo Caputo, Chaconas e Hayashi (1974), Bantleon e Droschl (1985), Faulkner et al (1991), Ferreira (1999), Thiesen et al (2001) e Shimizu et al (2002), existe uma grande variedade de alças direcionadas para o fechamento de espaços, destacando, entre elas, a alça em forma de gota, objeto do nosso estudo.

A relação significativa existente entre altura, secção transversal do fio e tipo de liga metálica utilizada na confecção de alças, motivou a realização de várias pesquisas visando à obtenção de resultados quanto à magnitude da força gerada, carga-deflexão, entre outros. Devido à grande possibilidade de combinação desses fatores na construção de alças, este tema ainda se mantém atual no que diz respeito ao estudo da mecânica ortodôntica.

Sendo assim, será conduzida uma pesquisa experimental direcionada ao estudo de alças em forma de gota através de um ensaio de tração em uma máquina universal de ensaios mecânicos, visando obter valores de força horizontal e carga- deflexão, gerados mediante diferentes ativações. O estudo da influência dos fatores altura, secção transversal e tipo de liga sobre as forças geradas pelas alças avaliadas nesta pesquisa contribuirá para que haja um maior controle sobre estes dispositivos, aproximando-os dos valores de força ótima apresentados na literatura.

REVISÃO DE LITERATURA

2.1 FORÇA APLICADA E SISTEMAS DE FORÇA ORTODÔNTICA

Segundo Reitan (1957), o estudo das forças em ortodontia revelou que alguns dos principais fatores que influenciavam as mesmas eram a variação individual na reação tecidual, o tipo de força aplicada e os princípios mecânicos envolvidos. Considerou que para movimentar os caninos superiores poderia ser necessário aplicar 150g (1.5N) a 250g (2.5N) e, ocasionalmente, uma força levemente maior durante o estágio final do movimento. Já para os caninos inferiores, uma força entre 100g (1N) e 200g (2N) poderia ser necessária. Salientou que um arco de retração ativado para o fechamento de espaços causaria um movimento adequado porque muitos dentes estariam incluídos em ambos os lados do espaço.

Conforme Burstone, Baldwin e Lawless (1961), as forças geradas pelos aparelhos ortodônticos têm sua origem primária na deformação elástica dos fios, os quais absorvem e devolvem energia durante ativação e desativação. A devolução de uma força relativamente constante depende primariamente da configuração estrutural do aparelho e secundariamente das propriedades mecânicas da liga. Para desenvolver e utilizar alças em ortodontia três características devem ser consideradas: carga-deflexão, a carga sobre a qual a deformação permanente ocorre e a taxa de ativação com limite elástico. A carga-deflexão é definida pela lei de Hooke a qual coloca que o limite de proporcionalidade (limite elástico) é resultado da proporção direta entre as duas grandezas. O quociente da força aplicada dividida pela deflexão é uma constante. Essa constante é chamada constante da mola, gradiente da mola ou carga-deflexão e é dada em gramas por milímetro (g/mm). Representa a carga necessária para produzir uma unidade de deflexão. Alças que apresentam baixa carga-deflexão devolvem forças mais constantes durante a desativação, uma vez que há uma menor mudança de força para cada milímetro. Em algumas aplicações a carga-deflexão pode variar numa dada alça, particularmente se amplas deflexões são empregadas. Isto não é uma contradição perante a lei de Hooke, mas reflete as mudanças na configuração da alça que ocorrem durante a ativação. A maior carga que pode ser aplicada com segurança a um fio sem deformação permanente (deformação plástica) é a carga elástica máxima (limite de elasticidade). A extensão da ativação é a maior distância através da qual um elemento flexível pode ser defletido sem deformação permanente. Alças que apresentam um limite de elasticidade alto e uma baixa carga-deflexão apresentam amplas faixas de ativação. A desejável utilização de forças contínuas em ortodontia pode ser questionada se altas cargas-deflexões são empregadas.

Para os autores citados no parágrafo acima, a alça ortodôntica ideal deveria ter a habilidade de devolver uma força constante durante toda a faixa de ativação. Mudanças na magnitude de força deveriam ser eliminadas. A lei de Hooke sugere que nenhuma alça é completamente constante na sua ação. As forças mais constantes, em níveis ótimos, são

derivadas de alças apresentando baixa carga- deflexão e alto limite elástico. Mecanismos desse tipo são caracterizados por grandes faixas de ativação e a habilidade de absorver uma energia considerável. De acordo com estes autores, a carga-deflexão pode ser diminuída através da redução da secção transversal do fio. Embora as propriedades mecânicas de um fio, em parte, determinam suas ações, o fator primário na devolução de uma desejada força contínua é a configuração da alça. E essa configuração não é somente determinada por fatores mecânicos, mas também influenciada fortemente por limitações inerentes à cavidade bucal. A altura vertical é limitada pela profundidade do vestíbulo e o conforto do paciente se mantém ao mínimo, relacionado ao número de voltas que podem ser utilizadas na alça. Não interessa quão simples seja a configuração, é inconveniente para propósitos clínicos se ela é irritante para os tecidos moles, difícil de higienizar, desconfortável ou extremamente complicada de ser utilizada.

Continuando a citação do parágrafo anterior, alças com baixo módulo de elasticidade, não dissipando sua energia armazenada rapidamente, movimentam os dentes sob longas distâncias com apenas uma ativação.

Dando prosseguimento a esta citação, a natureza mecânica do fio pode alterar a taxa da carga elástica máxima (limite de elasticidade) de uma alça. A taxa da carga elástica máxima da alça é diretamente proporcional ao módulo de elasticidade e, para a maioria das aplicações, o módulo pode ser considerado uma constante. Expressa a medida da dureza do material (higidez versus flexibilidade). Quanto à configuração da alça, quando a mesma não apresenta modificações, o módulo de elasticidade pode ser modificado somente através do uso de ligas diferentes. Quanto à secção transversal, foi demonstrado que um relativo aumento ou diminuição pode resultar respectivamente num marcado aumento ou diminuição na carga-deflexão da alça. Se a secção transversal do fio é reduzida radicalmente, a concomitante diminuição da carga elástica máxima (limite de elasticidade) pode resultar em deformação permanente no uso normal. A incorporação de fio reduz de modo efetivo a carga-deflexão.

Segundo Willians, Caputo e Chaconas (1978), técnicas ortodônticas com arcos leves utilizam fios de reduzida secção transversal, produzindo forças de níveis baixos através de longas distâncias. Uma vantagem adicional dos fios de secção transversal reduzida é que eles podem ser facilmente contornados e dobrados.

De acordo com Burstone e Goldberg (1980), para uma dada secção transversal, o fio de beta-titânio (TMA) pode ser defletido, aproximadamente, duas vezes tão quanto o de aço inoxidável, sem deformação permanente. Isso proporciona um valor de força menor do que a metade gerada pelo aço, permitindo ao ortodontista fabricar arcos os quais preenchem o espaço dos braquetes, ainda assim devolvendo forças geralmente proporcionadas por fios de aço de secção transversal pequena. Para aplicações comuns, fios de aço devolvem muito mais força do que a desejada. Daí a troca pelos fios de beta-titânio (TMA), podendo melhorar o sistema de forças. Com o beta-titânio (TMA), grandes ativações assim como,

forças leves, são obtidas sem perda de orientação do fio nos braquetes. Essa liga permite simplificar a configuração de molas ou dispositivos auxiliares, gerando uma devolução de forças idêntica àqueles de construção mais complexa, fabricados em aço inoxidável.

Para Drake et al (1982), o fio de beta-titânio (TMA) pode apresentar vantagens sobre o de aço inoxidável no que tange aos vetores de força não produtivos, podendo interagir com a metade da força numa comparação com o fio de aço inoxidável, com isso reduzindo os efeitos contra-produtivos na estabilização do arco e unidades de ancoragem. Possivelmente, um sistema de mecânica ortodôntica constituído de dois fios, aço e beta-titânio (TMA), poderia ser desenvolvido para reduzir as forças necessárias para compensar vetores de força adversos de um arco. Segundo estes autores, foi demonstrado que alças de beta-titânio (TMA) geram forças menores, mais biológicas quando comparadas àquelas geradas por alças de aço inoxidável. Em seu estudo, a alça em forma de gota de beta-titânio (TMA) devolveu menos do que a metade da força numa comparação com a mesma alça, em aço inoxidável, para ativações similares. A alça em gota de beta-titânio (TMA) parece ser superior à alça em gota de aço inoxidável. Ademais, no uso de um arco de fechamento de espaços com alças de beta-titânio (TMA), este poderia necessitar da metade da força extra-oral necessária para evitar o movimento mesial dos dentes posteriores às alças, tendo em vista o controle da ancoragem.

Segundo Chaconas, Caputo e Miyashita (1989), forças leves não somente movimentam os dentes anteriores e forças pesadas não somente movimentam dentes posteriores.

Conforme Ødegaard, Meling e Meling (1996), na retração dos dentes anteriores, após o deslocamento para distal dos caninos, as alças são o método de escolha. As alças possuem a vantagem mecânica de que a força pode ser aplicada sem perda de efeito em relação à fricção. Quanto à altura de uma alça, este compreende importante fator na variação da carga-deflexão quando a mesma é ativada na direção mesio-distal. Um aumento no diâmetro, na região do ápice da alça, aumentará a flexibilidade, porém somente em uma extensão limitada.

Ferreira (1999) comenta que a intensidade da carga-deflexão é considerada uma condição mecânica importantíssima quando vem ao encontro do estudo das alças porque permite ao ortodontista escolher aquelas que devolvem forças leves por milímetro de desativação. Alças com baixa carga-deflexão devolvem forças mais constantes ao longo da membrana periodontal durante a desativação. Segundo este autor, o módulo de elasticidade é dado graficamente pela inclinação das curvas elásticas, representando a medida da dureza do fio. Em relação à configuração da alça, esta certamente exerce alguma influência sobre as forças geradas. É importante considerar a configuração da mesma e a secção transversal do fio. A carga-deflexão é dependente da liga, da secção transversal do fio e da configuração da alça. É também possível ter uma idéia da influência da secção transversal e da liga sobre as forças horizontais geradas. A secção transversal, a liga e a ativação são variáveis muito importantes relacionadas às cargas médias resultantes.

Sander (2000) salienta que a força de distalização para movimentar um canino deveria ser numa faixa entre 1N e 1.5N, sendo virtualmente constante.

Dinçer, Gülsen e Türk (2000) relatam que o movimento requerido dos incisivos pode ser obtido pela segmentação dos aparelhos fixos ou pelo uso de arcos contínuos. No sistema de arcos contínuos, a força é gerada através de diferentes alças incorporadas ao arco ou pela inserção de molas e elásticos. No sistema segmentado, a movimentação do dente é induzida pela conexão de segmentos com elementos ativos, tais como alças de retração, molas sobre cantilevers ou magnetos.

De acordo com Yoshida et al (2001), a retração dos quatros incisivos superiores ou a retração em massa do segmento anterior, incluindo o canino, é utilizada em tratamento de casos onde extrações são necessárias e/ou em casos de protrusão dentária. Para estes autores, a ativação de alças de fechamento de espaços incorporadas ao arco retangular e a utilização da mecânica de deslizamento compõe duas formas comuns de retração do segmento anterior, normalmente realizadas após a distalização dos caninos. Segundo estes autores, 0.5N de força pode ser atribuído a cada dente presente no segmento anterior superior a ser retraído.

Siatkowski (2001) descreve que amplas ativações com arcos de beta-titânio (TMA) devem ser notadas. Os intervalos entre as consultas podem ser ampliados e as mesmas envolvem apenas mero controle. A vantagem de construir alças num arco de beta-titânio (TMA) reside nas amplas faixas de ativação. Entretanto, existem duas desvantagens na construção de um arco com alças de fechamento de espaços nesta liga: é difícil inserir torque suficiente nos incisivos, perdendo-se o controle axial e é difícil dar contorno ao arco com a presença da alça de um lado sem afetar o contorno na porção anterior e no lado oposto. Em relação à perda do controle axial dos incisivos, este mesmo autor sugere a utilização de um fio de secção transversal que preencha completamente a canaleta do braquete, mantendo o controle axial desses dentes quando braquetes totalmente programados forem utilizados. Considerando a retração dos incisivos superiores, após a distalização dos caninos, a força ortodôntica, para este autor, situa-se na faixa de 100g (1N) a 150g (1.5N) por lado.

Choy et al (2002) delineiam que um sistema de forças produzido por alças que apresentam uma configuração apropriada pode ser testado em laboratório e o ortodontista, então, pode fabricar estas alças de acordo com a forma previamente estabelecida. Qualquer alça que produza modificações no sistema de forças gerado será vantajosa na medida em que o ortodontista consiga prontamente controlar o mecanismo estrutural e geométrico da mesma.

Braun e Garcia (2002) relatam que a carga-deflexão pode ser reduzida através da utilização de uma liga com baixo módulo de elasticidade, aumentando a quantidade de fio e alterando a secção transversal.

Conforme Kuhlberg e Priebe (2003), o movimento dental ocorre de acordo com a força aplicada e, do ponto de vista clínico, no momento em que é desenvolvido um sistema de forças apropriado para o fechamento de espaços, busca-se eficiência no movimento e

manutenção da ancoragem. Para estes autores, embora todas as alças sejam construídas por alicates especiais para reproduzir configurações pré-determinadas, dados prévios mostraram que mesmo dobrando com cuidado, o sistema de forças pode se apresentar diferente. O erro inerente à fabricação não é desconsiderado e o sistema de forças pode sofrer o resultado deste erro.

Nightingale e Jones (2003) expõem que não é conhecida a magnitude de força necessária para mover os dentes. Realmente, os clínicos aplicam uma faixa ampla de força para o fechamento de espaços e não há evidência de um nível de força ótima na literatura ortodôntica. Estes mesmos autores sugerem uma força de 100g (1N) a 200g (2N) como ótima para retrair caninos.

Segundo Iwasaki et al (2000), Ren, Maltha e Kuijpers-Jagtman (2003), o limiar de força para movimentar um canino encontra-se numa faixa de 150g (1.5N) a 200g (2N).

Chang, Shin e Baek (2004) descrevem carga-deflexão como a força que é requerida para a deflexão por unidade de comprimento. Pode ser interpretada como a força que é gerada por unidade de comprimento. Com a diminuição da carga- deflexão, forças leves e constantes podem ser aplicadas, tornando eficiente o movimento dental. Tem sido relatado que a força ortodôntica apropriada e contínua pode ser obtida com a diminuição da carga-deflexão e com o aumento da faixa de ativação. Para facilitar movimentos precisos, uma baixa carga-deflexão é necessária no segmento ativo (movimento) e uma alta carga-deflexão é necessária no segmento passivo (ancoragem). Fios que proporcionam uma alta carga-deflexão não são recomendados. Eles podem gerar forças elevadas que diminuem muito rapidamente com o movimento dental.

Ren et al (2004) apontam que o movimento dental efetivo em humanos pode ser induzido com forças baixas e forças elevadas não necessariamente levam a um rápido movimento dental.

Para Ferreira et al (2005), em estudos experimentais a alça é submetida a ensaios mecânicos os quais podem determinar o sistema de forças de forma mais precisa. É importante enfatizar que a secção transversal, a liga e a configuração apresentam uma forte influência na definição da carga-deflexão.

De acordo com Dinçer, Gülsen e Türk (2000), Türk, Elekdag-Türk e Dinçer (2005) a retração dos incisivos, quando parte da terapia ortodôntica, representa uma fase fundamental do tratamento. Segundo estes autores, uma força inicial de 150g (1.5N) por lado resulta num significante movimento dos incisivos superiores.

Conforme Krishnan e Davidovitch (2006), somente forças leves, em torno de 20g (0.2N) a 150g (1.5N) por dente, podem ser requeridas para promover o movimento dental.

Viecilli (2006) refere que um efeito do aumento da dimensão das alças no sentido horizontal e vertical é a diminuição da carga-deflexão, reduzindo a variação da força durante a desativação. Este mesmo autor, em seu estudo, preconizou uma força em torno de 150g (1.5N) a 300g (3N) para movimentar um canino.

Chen et al (2007) discorrem que a força gerada pelos aparelhos ortodônticos nunca foi realmente mensurada. Então, na prática, o controle é obtido empiricamente. Estudos experimentais e computacionais, incluindo análises por elementos finitos, têm demonstrado que o controle da força é influenciado pela liga, secção transversal do fio, configuração da alça, dobras de pré-ativação, posicionamento interbraquete e modo de amarração. Na situação clínica, os arcos são firmemente amarrados, não rigidamente, com amarrilhos de aço inoxidável ou ligaduras elásticas. Isso também tem um efeito no sistema de forças gerado. Foi demonstrado também que o inter-relacionamento extremamente complexo entre os componentes da força dependem da ativação e localização da alça.

Southard, Marshall e Grosland (2007) salientam que a força ideal para movimentar um canino de corpo compreende a magnitude de 100g (1N).

Hayashi et al (2007) expuseram que as magnitudes de força de 0.5N e 1N foram efetivas para a retração de canino na mecânica de deslizamento e os resultados sugeriram que a magnitude de força de 0.5N foi mais efetiva pela eliminação dos efeitos colaterais indesejáveis, tais como inclinação excessiva e lacuna de espera. Foi demonstrado que a retração efetiva do canino poderia ser obtida por forças baixas e contínuas. Conseqüentemente, forças de magnitude de 0.18N e 0.6N foram encontradas produzindo movimento de caninos com o mínimo de inclinação e rotação. Segundo esses autores, uma revisão sistemática da literatura mostrou que não há nível de força baseado em evidências que poderia ser recomendado para atingir uma eficiência ótima na clínica ortodôntica. Geralmente, forças de retração maiores do que 3N resultam numa lacuna de espera causada por necrose tecidual no ligamento periodontal.

De acordo com Burstone, Baldwin e Lawless (1961), Daskalogiannakis e McLachlan (1996), Iwasaki et al (2000), Hayashi et al (2007), embora a força ótima necessária para o movimento dental possa diferir para cada dente e para cada paciente, uma força de intensidade leve e contínua tem sido considerada efetiva para o movimento dental, sem provocar efeitos indesejáveis.

Conforme Viecilli et al (2008), o conceito de força ótima depende também do tipo de movimento dental. Estes mesmos autores, utilizando o método de elementos finitos, aplicaram uma força de 1.2N para promover o movimento de um canino. Para estes autores, os sistemas de força gerados pelos aparelhos ortodônticos ainda continuam sendo questionados em recentes artigos comumente aceitos para publicação.

Coimbra et al (2008) mensuraram a força aplicada na retração em massa dos incisivos. Para os incisivos superiores a intensidade foi em torno de 3.1N (320g) e para os inferiores, aproximadamente 2.6N (270g).

Segundo Shpack et al (2008), a força utilizada para retração de um canino compreende a magnitude de 2N.

Thiruvenkatachari, Ammayappan e Kandaswamy (2008) descrevem que a força de 100g (1N) é suficiente para promover a distalização de um canino. Esses mesmos autores

ressaltaram a divergência presente na literatura, onde a mesma recomenda cargas tão baixas quanto 18g (0.18N), indo até 300g (3N).

2.2 BIOMECÂNICA DO MOVIMENTO DENTAL

De acordo com Reitan (1957), as forças intermitentes devem estar incluídas entre as forças contínuas. Forças intermitentes podem ser classificadas entre aquelas geradas por aparelhos removíveis enquanto distintas daquelas advindas dos chamados aparelhos funcionais. No lado de pressão o restabelecimento tecidual ocorre logo que o movimento é encerrado. No tratamento com forças intermitentes, as condições nutricionais no lado de pressão são favorecidas a um grau variado através de um aumento da quantidade celular, freqüentemente manifestada por uma atividade circulatória aumentada. Algumas variações foram encontradas na reação tecidual, assim como no grau do movimento dental. É provável que estas variações, em alguma extensão, tenham sido resultantes da resposta tecidual individual. Forças intermitentes, em torno de 70g (0.7N) a 100g (1N), podem produzir áreas livres de célula, mas estas áreas se apresentam em menor extensão e duração do que àquelas advindo de um movimento dental contínuo por excelência. Para este autor há uma única razão para aplicar forças leves durante o estágio inicial do movimento dental, tendencioso à formação de áreas acelulares, ou áreas de hialinização. O tecido hialinizado não é removido pela reabsorção promovida pelos osteoclastos. Os osteoclastos removerão o osso circundante à área hialinizada. Então, o dente se moverá de modo repentino. O tecido hialinizado é novamente reorganizado e invadido por novas células. Geralmente, forças iniciais leves são desejáveis em tais casos porque a área acelular será menos extensa e mais prontamente invadida por elementos celulares.

Segundo Burstone, Baldwin e Lawless (1961), definindo o sistema de forças de forma precisa para o movimento, certas características devem ser consideradas: magnitude da força, direção, ponto de aplicação, distância sobre a qual a força age e a uniformidade da mesma com a distância. A força é distribuída ao longo da membrana periodontal, dependendo do comprimento, diâmetro e contorno da raiz, da natureza da membrana e do ponto de aplicação e é considerada útil somente quando proporciona uma desejável resposta tecidual. Para estes autores, pesquisas biológicas que buscam, sob várias condições de movimento dental, determinar os níveis de força ótimos e taxas de movimento são necessárias e implicam num completo entendimento da configuração dos aparelhos, assim como o conhecimento do processo biológico do movimento dental.

Conforme Daskalogiannakis e McLachlan (1996), a literatura tem sugerido que forças interrompidas devem ser preferidas como mais biológicas. O primário argumento que sustenta tais forças é que elas permitem ao ligamento periodontal a chance de se reorganizar durante o período em que elas não estão ativas. Mais recentemente, surgiram estudos mostrando que forças interrompidas de varias freqüências podem ser vantajosas

em induzir um movimento dental mais biológico. A variabilidade individual, que é esperada na resposta tecidual, tem resultado em uma significante divergência de opinião. Embora o ponto de vista corrente afirme que forças de baixa magnitude, mantidas por uma significante quantidade de tempo, devam ser usadas no movimento dental, a maioria das forças utilizadas na prática clínica são de natureza impulsiva (interrompida ou intermitente). A variabilidade individual tem sido o maior fator de impedimento ao estudo mais aprofundado do movimento dental relacionado a esta questão. De acordo com o ponto de vista corrente, uma força leve, de natureza contínua, é mais eficiente para o movimento dental. A duração da força aplicada potencialmente desempenha um papel crítico na regulação da taxa do movimento dental. As informações até então sugerem que é praticamente sensata a busca por modos alternativos de produção de forças de magnitude constante na prática clínica diária.

Para Kusy (1997), os arcos são designados para mover os dentes com forças leves e contínuas. Tais forças podem reduzir o potencial de desconforto para os pacientes, a hialinização tecidual e a reabsorção minante, solapante ou à distância. Para atingir esses objetivos, quatro tipos de liga estão disponíveis atualmente: aço inoxidável, cromo-cobalto, níquel-titânio e beta-titânio.

Ferreira (1999) aponta que os níveis de força ótima têm sido extensivamente estudados, buscando a obtenção de um movimento dental eficiente, rápido, com o mínimo de desconforto e dano tecidual.

Iwasaki et al (2000) comentam que a biologia celular e os fatores metabólicos devem ser levados em conta na variabilidade do movimento dental. Para estes autores, acima de 300g (3N) ocorre isquemia, necrose e reabsorção minante, solapante ou à distância.

Kuhlberg e Priebe (2003) descrevem que a aplicação de forças aos dentes e às suas estruturas de suporte levam ao movimento dental. A biomecânica examina a relação existente entre as forças e os sistemas biológicos. As forças aplicadas são estímulos agindo sobre o sistema biológico. As mesmas devem ser convertidas numa atividade biológica antes do movimento dental. Dependendo da resposta biológica, a observação clínica do movimento dental pode ser dependente de fatores muito além da somente aplicação das forças. Uma ênfase biomecânica no cuidado ao movimento ortodôntico implica num modelo preditivo de estímulo-resposta onde os dentes se movem, induzidos por forças e momentos gerados por fios, alças ou elásticos.

Ren, Maltha e Kuijpers-Jagtman (2003) evidenciam o conhecimento de que forças leves são mais eficientes, mais biológicas e conseqüentemente, menos dolorosas para o paciente. Para estes autores é comprovado que o sistema ótimo de forças é importante para uma adequada resposta biológica do ligamento periodontal. O conceito atual de força ótima é baseado na hipótese de que uma força de certa magnitude e características temporais (contínua versus intermitente, constante versus interrompida) poderia ser capaz de produzir uma taxa máxima de movimento dental sem dano tecidual e com o máximo de conforto

para o paciente. A força ótima pode ser diferente para cada dente e para cada paciente. As forças, as quais são aplicadas às coroas dos dentes, são distribuídas ao longo de toda a estrutura de suporte, gerando tensões. De um ponto de vista biológico, a distribuição das tensões (força por unidade de área), a distorção no ligamento periodontal (tensões de cisalhamento) e a deformação óssea são fatores críticos, sendo o remodelamento diretamente relacionado aos níveis de tensão no periodonto. A força ortodôntica, como um estímulo mecânico extrínseco, evoca a resposta biológica celular, buscando restaurar o equilíbrio através da remodelação dos tecidos periodontais. Somente mensurando as forças que são aplicadas diretamente ao dente, com o conhecimento da superfície das áreas radiculares, pode-se obter uma estimativa destes parâmetros.

Para os autores citados no parágrafo acima, ainda que se utilize de forças padronizadas, a taxa do movimento dental pode variar substancialmente intra e inter-indivíduos. Por outro lado, com forças substancialmente diferentes, as taxas de movimento dental podem ser praticamente as mesmas. Estas diferenças individuais nas características do movimento dental são possivelmente relacionadas à variação individual na estrutura e na atividade celular do ligamento periodontal e osso alveolar ou às diferenças localizadas na expressão de fatores de crescimento e citocinas. Após mais de meio século de pesquisas do movimento dental é frustrante concluir que a resposta para a questão da força ótima ainda está distante.

Chang, Shin e Baek (2004) relatam que para avaliar a verdadeira relação entre o movimento dental e a força é necessário mensurar não somente o sistema de forças, mas também a tensão e a deformação periodontal desencadeada pelas cargas aplicadas. Conforme estes autores, o verdadeiro mediador mecânico do movimento dental não é a magnitude da força por ela mesma, mas a magnitude da tensão e deformação no ligamento periodontal que é induzida pelo aparelho ortodôntico. A mensuração da tensão e da deformação no ligamento periodontal é importante para avaliar a relação entre o sistema de forças ortodônticas e o movimento dental.

Ren et al (2004) delineiam que o movimento dental em humanos pode ser obtido com forças leves e forças elevadas não necessariamente levam a um rápido movimento. Com a utilização de forças leves, a resposta biológica máxima poderia ser atingida. Estas deveriam ser aplicadas no fechamento de espaços e as pesadas poderiam ser utilizadas na ancoragem dos segmentos. De um ponto de vista biológico, é possível que forças muito pesadas diminuam o recrutamento ou a diferenciação celular e causem hialinização tecidual. Para estes autores, a magnitude da força não é o fator decisivo para a taxa do movimento dental. Qualquer força pode solicitar a requerida resposta biológica dos tecidos periodontais, visando o movimento dental ótimo. Um aumento da freqüência de reativação leva a uma diminuição na taxa de movimento dental e há também uma tendência à diminuição do movimento dental quando as forças são aumentadas. O estudo destes autores mostrou que a relação dose-resposta existe em faixas de força bem baixas. Forças

pesadas, freqüentemente usadas na prática ortodôntica, não necessariamente produzem um movimento dental mais eficiente. Pelo contrário, elas podem sobrecarregar os tecidos periodontais e causar efeitos negativos que irão retardar o movimento.

Krishnan e Davidovitch (2006) discorrem que o movimento dental é caracterizado por alterações teciduais na polpa, ligamento periodontal, osso alveolar e gengiva e é promovido pelo processo de remodelação induzido pela força aplicada. Há, caracteristicamente, em relação ao ligamento, brusca formação de áreas de tensão e compressão, coligadas à deposição e reabsorção óssea, respectivamente. Estas alterações repentinas redesenham a estrutura óssea do alvéolo através da iniciação de eventos celulares e bioquímicos. Segundo estes autores, a visão corrente do conceito de força ótima corresponde a um estímulo mecânico extrínseco, evocando uma resposta celular que busca restaurar o equilíbrio dos tecidos de suporte através da remodelação periodontal, levando a uma taxa máxima de movimento dental com o mínimo de dano à raiz, ligamento e osso alveolar. Estes mesmos autores comentam que a utilização de forças leves proporciona movimentos mais eficientes, mais controlados, sem dano tecidual e sem desconforto ao paciente. Atualmente, pode ser considerado que para a obtenção de respostas biológicas adequadas dos tecidos periodontais, forças leves são preferidas devido à habilidade de promoverem reabsorção óssea frontal.

Melsen et al (2007) expõem que forças leves e forças pesadas são termos freqüentemente utilizados em ortodontia e têm sido relacionados à reação biológica frente aos sistemas de força. A microanatomia do processo alveolar indica que somente forças muito leves podem ser aplicadas, evitando isquemia e necrose local. Até o presente, não há consenso universal nem evidência científica, considerando um limiar de força que poderia desencadear o movimento dental. Um padrão universalmente aceito para um limiar de força ótima parece não existir. A força que proporciona a máxima taxa de movimento dental com o mínimo de dano tecidual ainda está por ser descoberta. Estudos presentes na literatura concluíram que a variação na taxa do movimento dental foi principalmente relacionada à variabilidade individual e não ao nível de força. Os níveis elevados de força comumente usados em tratamentos ortodônticos, não necessariamente melhoram o movimento dos dentes e a sobrecarga infringida no tecido periodontal pode causar efeitos negativos tais como, hialinização e isquemia, de tal modo, levando ao atraso do movimento. Segundo estes autores, a reabsorção indireta, minante ou solapante é geralmente observada na fase inicial do movimento dental, quando a ruptura do processo circulatório leva a uma hialinização do tecido periodontal. Somente após a reabsorção dos tecidos hialinizados é que ocorre a reabsorção direta do processo alveolar, levando a um aumento na taxa do movimento dental. À reabsorção direta, credita-se reação a forças baixas e à indireta, a níveis de força alta. A diferença entre força baixa e alta dirigindo o movimento dental pode, em fato, somente ser possível em termos de formação do tecido hialinizado. Poderia se supor que a reabsorção à distância, minante ou solapante, deveria ser considerada como um processo de contínuo reparo, incluindo a remoção do tecido necrótico.

De acordo com os autores do parágrafo acima, a aplicação de forças pesadas resulta num incremento moderado sobre o movimento inicial do dente. Isso poderia explicar porque alguns autores relatam uma aumentada taxa média de movimento dental vista somente em forças baixas, em torno de 10cN (0.1N) a 25cN (0.25N), enquanto a mesma não sofre incremento por aumento da magnitude de força. Baseado em pesquisas recentes, a existência de um nível de força ótima rendendo o máximo de movimento dental e o mínimo de efeitos adversos pode ser questionado. Nenhuma relação direta entre a magnitude de força e a taxa do movimento dental foi ainda determinada, indicando que uma alteração no nível de força, não necessariamente resultará em mudança na taxa do movimento dental. Forças ortodônticas com a mesma intensidade geram tensões e deformações amplamente diferentes nos tecidos de diferentes indivíduos. A respeito das propriedades mecânicas não-lineares dos tecidos, assim como a variedade de suporte mecânico dos dentes em indivíduos diferentes, a carga transferida ao longo dos tecidos alveolares é complexa e, por esta razão, somente forças muito leves deveriam ser aplicadas aos dentes, evitando isquemia e necrose tecidual local.

Heo, Nahm e Baek (2007) demonstram que a extração dos quatro primeiros pré-molares e a retração do segmento anterior com ancoragem máxima é o caminho mais comum para reduzir a protrusão labial e para retificar o perfil do paciente. Segundo a literatura, é recomendada a retração individualizada do canino para uma ancoragem máxima, determinando uma abordagem que permite à força de reação ser dissipada ao longo de uma grande área de ligamento periodontal. Entretanto, quanto à perda de ancoragem do molar superior, não há diferença, sugerindo que a retração em duas etapas leva somente mais tempo para o fechamento dos espaços, sem a vantagem da preservação da ancoragem.

Thiruvenkatachari, Ammayappan e Kandaswamy (2008) concluem que forças leves são mais biológicas e menos dolorosas.

Viecilli et al (2008) apontam que temos duas respostas biológicas fundamentais atribuídas às forças ortodônticas: a reabsorção e a formação óssea, tornando possível o movimento dental. Conforme estes autores, a formação óssea resultante da tensão tecidual e a reabsorção óssea, associada a uma compressão dos tecidos, promovem o movimento ortodôntico. A reabsorção indireta, minante ou solapante, causada pela necrose e isquemia compressiva do ligamento periodontal e a flexão da parede alveolar compõe outros conceitos que levam ao movimento dental.

Segundo Henneman, Von den Hoff e Maltha (2008), um princípio em ortodontia compreende que um dente pode ser movido ao longo do osso alveolar quando uma força é aplicada. Isso é baseado na mudança do carregamento mecânico de um sistema biológico resultando em tensões, as quais subseqüentemente levam a respostas celulares, determinando adaptações do sistema às condições modificadas. Como resultado deste princípio, o remodelamento do ligamento periodontal e do osso alveolar ocorrem durante a

aplicação da força. Este movimento leva a uma tensão positiva (deformação tensional) no ligamento periodontal no lado de aposição da raiz e, sendo assim, a uma distensão das fibras colágenas na conexão dente-osso. No lado de reabsorção da raiz, uma tensão negativa (deformação compressiva) é induzida no ligamento periodontal e, conseqüentemente, as fibras são relaxadas. A força também promove tensões no osso alveolar, no lado de aposição, ao longo do feixe de fibras colágenas que conectam o dente ao osso.

2.3 PROPRIEDADES DOS FIOS

Segundo Burstone, Baldwin e Lawless (1961), a propriedade mecânica que determina o trabalho é o limite de proporcionalidade. Quanto maior o limite de proporcionalidade, maior é o trabalho. O trabalho a frio aumenta as propriedades elásticas do fio e, desde que um fio de menor secção transversal seja usualmente submetido a um grande trabalho a frio, ele tende a apresentar um elevado limite de proporcionalidade quando comparado a um fio de secção transversal maior. De acordo com estes autores, um completo entendimento das propriedades mecânicas é essencial para o desenvolvimento de uma alça adequada, uma vez que muitas ligas diferentes podem ser utilizadas na fabricação da mesma. É enfatizado que uma dada configuração de alça, apresentando-se satisfatória em aço, poderia não ser fabricada em outra liga, obtendo-se as mesmas características. Fios com limites de proporcionalidade altos simplificam a configuração das alças e reduzem a possibilidade de deformação permanente produzida por ativação excessiva acidental. No futuro, novas ligas serão desenvolvidas e poderão ser aplicadas à construção de alças ortodônticas.

Burstone e Goldberg (1980) descrevem que embora as propriedades requeridas nos fios ortodônticos variem, três características são importantes para um fio superior, dependendo da sua aplicação. Primeiro, o fio deve permitir amplas deflexões sem deformação permanente – grande elasticidade. Segundo, o fio deve apresentar uma dureza menor do que a do aço inoxidável, o que pode permitir ao mesmo o preenchimento do espaço do braquete, controlando o movimento e ao mesmo tempo, produzindo forças leves. Terceiro, o fio deve apresentar uma grande formabilidade, ou seja, a capacidade de ser facilmente contornado, dobrado e formado em complicadas configurações, tais como alças, sem fraturar. De acordo com esses autores, a seleção do fio mais efetivo para determinada situação clínica baseia-se nas propriedades deste e não em aspectos relacionados ao tamanho e geometria do mesmo. Para estes autores, em anos recentes o aço inoxidável tem sido considerado a base dos fios ortodônticos. O mesmo tem mantido a sua popularidade devido a um bom equilíbrio de dureza, resiliência, formabilidade e estabilidade no meio bucal. Conforme estes autores, o aço inoxidável apresenta uma excelente formabilidade, embora os fios com módulo de elasticidade alto tendem a ser um tanto quebradiços ou friáveis. A combinação de adequada elasticidade, boa formabilidade e custo moderado vão ao encontro da popularidade do aço inoxidável como fio ortodôntico.

De acordo com os autores citados no parágrafo acima, o beta-titânio com sua grande elasticidade, magnitude de força reduzida, boa ductibilidade e capacidade de soldagem não somente proporcionou uma melhora nas características dos aparelhos ortodônticos, como também, seu excelente equilíbrio de propriedades deveria permitir o desenvolvimento de futuros aparelhos, os quais devolveriam sistemas de força superiores numa configuração simplificada. O beta-titânio (TMA), na técnica "straight-wire", pode ser defletido 105% mais do que o aço, sem deformação permanente. Em aplicações onde dobras amplas são executadas, o aumento é de 113%. O módulo de elasticidade do beta-titânio (TMA) é menor do que a metade do módulo do aço inoxidável. Tem sido demonstrado que a formabilidade do beta-titânio (TMA), quando medido pela ADA (teste de dobradura do fio a frio), é similar ao do aço inoxidável. Entretanto, a liga de beta-titânio (TMA) não pode ser dobrada em ângulos agudos como a de aço inoxidável. O fio de beta-titânio (TMA) pode ser submetido à solda a ponto e apresenta uma boa resistência à corrosão. Em suma, o fio de beta-titânio (TMA) possui um equilíbrio único de alta elasticidade e formabilidade, com baixa dureza. Os fios de beta-titânio (TMA) podem ser defletidos, aproximadamente, duas vezes mais sem deformação permanente, o que permite uma grande faixa de ação. A alta ductibilidade e formabilidade do beta-titânio (TMA) permite a configuração do mesmo em arcos ou segmentos, apresentando alças complicadas, entre elas as de fechamento de espaços com ou sem helicóides, não perdendo as propriedades elásticas durante a operação. A baixa dureza do material e sua alta elasticidade aperfeiçoam alças de qualquer configuração, eliminando helicóides e simplificando a construção das mesmas.

Continuando a citação do parágrafo anterior, o módulo de elasticidade é importante, não apenas porque constitui propriedade básica do material o qual pode ser medido em procedimentos laboratoriais padronizados, mas também porque está diretamente associado às propriedades do aparelho. A elasticidade está relacionada ao valor do módulo de elasticidade. Uma elasticidade alta permite uma grande ativação, o que é sempre desejável. A magnitude de força gerada pelo aparelho é proporcional ao próprio módulo de elasticidade. Formabilidade e resistência à fratura são importantes, uma vez que muitos aparelhos requerem, pelo menos, uma pequena modificação e muitas situações demandam extensas dobras e conformação do fio. Em procedimentos de alinhamento e nivelamento, um alto módulo de elasticidade implica no uso de fios de secção transversal reduzidas, onde forças leves são indicadas.

Drake et al (1982) apontam que o módulo de elasticidade descreve a resistência à deformação elástica e determina a magnitude de força devolvida pelo fio, ativado numa faixa elástica. Fios desenvolvidos em ligas de beta-titânio (TMA) apresentam valores de elasticidade superiores quando comparados aos do aço. Elevados valores de elasticidade proporcionam uma aumentada faixa de ativação. O módulo indica que a liga de aço inoxidável poderia devolver duas vezes mais força do que a liga de beta-titânio (TMA), num grau comparável de deflexão. Para uma determinada quantidade de ativação, induzida por uma profundidade específica no encaixe do braquete ou por uma quantidade específica

de angulação, fios advindos da liga de beta-titânio (TMA) poderiam produzir forças leves e mais constantes do que aquelas advindas do aço inoxidável, como indicado pela carga-deflexão. Fios de liga de beta-titânio (TMA) apresentam maior resiliência e menor carga-deflexão do que os de aço inoxidável. De acordo com estes autores, os fios de aço inoxidável apresentam a menor elasticidade quando sob tensão, enquanto que os de beta-titânio (TMA) apresentam a maior. No caso da inserção de dobras e torque, os fios de aço inoxidável apresentam a menor capacidade de recuperar a energia armazenada. A carga-deflexão, na inserção de dobras e torque, é maior nos fios de aço inoxidável. Segundo estes autores, o fio de aço inoxidável apresenta excelente formabilidade, boa resistência à corrosão, elevada dureza e resiliência e custo moderado, tornando-o popular. Já o fio de beta-titânio apresenta grande elasticidade e formabilidade, com baixa dureza.

Kusy (1997) relata que muitas propriedades seriam desejáveis na busca por fios ideais: dureza, resiliência, biocompatibilidade, formabilidade, boa elasticidade, estética, possibilidade de soldagem, boa amplitude, baixa fricção, resistência e flexibilidade. Estes, então, poderiam ser conformados em alças; permitiriam a inserção de dobras; poderiam ser soldados a ganchos; seriam empregados com a maximização da sua energia elástica armazenada e ultimamente, retornando a sua forma inicial. Ou seja, determinados fios poderiam apresentar um bom desempenho devido a uma boa gama de propriedades e outros, nem tanto. Para este autor, na medida em que o paciente ortodôntico progride para o estágio final de tratamento, uma maior estabilidade no arco e pequenos movimentos são requeridos. Fios apresentando dureza substancial e amplitudes limitadas são aceitáveis. Por conseguinte, fios de beta-titânio (TMA) ou de aço inoxidável de grande secção transversal podem ser usados, mantendo a forma do arco enquanto pequenos movimentos rotacionais, translacionais ou de inclinação são executados.

Segundo este autor supracitado, a liga de beta-titânio (TMA) foi introduzida nos anos 80. A liga de beta-titânio estabilizada, fase beta, contém em torno de 80% de titânio. Adicionalmente foram incluídos 11,5% de molibdênio, 6% de zircônia e 4,5% de estanho. Para uso ortodôntico, um dos principais objetivos foi produzir uma liga com a capacidade de promover uma desativação em torno de um terço da do aço inoxidável. A liga de baixa dureza de titânio-molibdênio de fase beta é conhecida por TMA. Quando comparado ao aço inoxidável, o beta-titânio (TMA) produziu forças lineares suaves por unidade de desativação, apresentando uma ampla faixa de ativação e uma elevada elasticidade. Realmente, o beta-titânio (TMA) foi quase o fio perfeito na medida em que suas características eram tão equilibradas. Entretanto, o mesmo apresentou uma falha latente – o coeficiente de fricção era o pior dentre as ligas ortodônticas e, conseqüentemente, sua habilidade de permitir mecânicas de deslizamento foi limitada. Considerando o tratamento, na medida em que o mesmo progride em direção ao estágio intermediário, as ligas de beta-titânio (TMA) tornam-se vantajosas assim como a sua formabilidade, elasticidade, amplitude e forças modestas por unidade de desativação tornam-se favoráveis.

Kusy (2002) menciona que o aço inoxidável se reveste de uma grande resistência à corrosão, de uma grande formabilidade e de uma resistência friccional extremamente baixa. Uma boa elasticidade, formabilidade e a possibilidade de soldagem compõem propriedades adequadas para a liga de beta-titânio.

Verstrynge, Humbeeck e Willems (2006) aludem que as propriedades mecânicas dos fios são determinadas pela composição química e microestrutura, as quais são afetadas pelos processos de fabricação. Embora as propriedades requeridas num fio ortodôntico variem dependendo de sua aplicação, geralmente as características mecânicas desejáveis são alta elasticidade, baixa dureza, boa formabilidade e baixa fricção. De acordo com estes autores, os fios mais freqüentemente utilizados no tratamento ortodôntico com aparelhos fixos são os de aço inoxidável e os de beta-titânio (TMA). Fios de aço inoxidável são freqüentemente considerados materiais de referência na comparação com outros tipos de liga de fios ortodônticos, tais como o beta-titânio (TMA). Para estes autores, a alta formabilidade do beta-titânio proporciona a possibilidade de dobrar o fio em desejadas configurações tais como alças, molas e "stops", sem fraturar o fio. Entretanto, alças que são comumente usadas em aço inoxidável para reduzir a carga-deflexão não devem ser necessárias para o beta-titânio devido ao seu baixo módulo de elasticidade.

Conforme o relato dos autores do parágrafo acima, o módulo de elasticidade descreve a resistência à deformação elástica e determina a magnitude de força devolvida por um fio ativado numa faixa elástica. O módulo de Young (módulo de elasticidade) relativamente alto dos fios de aço inoxidável é descrito na literatura. Esta elevada dureza dos fios de aço inoxidável exige que os mesmos sejam utilizados numa pequena secção transversal ou aumentando-se o comprimento do fio mediante a inserção de várias alças, evitando a indução de forças excessivas. Fios com secção transversal reduzida levam a um pobre encaixe no braquete, causando perda do controle do movimento dental. O módulo de Young (módulo de elasticidade) dos fios de beta-titânio (TMA) é menor do que a metade dos fios de aço inoxidável.

De acordo com Burstone e Goldberg (1980), Verstrynge, Humbeeck e Willems (2006), o beta-titânio é descrito como tendo um excelente balanço de propriedades, incluindo alta elasticidade, baixa dureza, alta formabilidade e a possibilidade de permitir soldagem. Entretanto, uma desvantagem é o seu alto coeficiente de fricção.

2.4 COMPOSIÇÃO DOS FIOS

Para Burstone e Goldberg (1980), em 1940 o aço inoxidável austenítico começou a substituir o ouro como principal liga para fios ortodônticos. Os mais utilizados são os fios de aço inoxidável AISI 302 e o AISI 304 os quais contém aproximadamente, 18% de cromo, 8% de níquel e menos do que 0.20% de carbono. O AISI 304 apresenta uma discreta taxa de carbono e uma elevada taxa de cromo. A maior parte da resistência inerente a estas

ligas se deve ao trabalho a frio e à dureza intersticial do carbono. As mesmas também apresentam uma boa resistência à corrosão. Em 1960, um tipo de liga de titânio de alta temperatura se apresentou disponível. Em temperaturas acima de 1625°F o titânio puro se rearranja em uma forma cúbica de corpo centrado, conhecida por fase beta. Com a adição de elementos como o molibdênio ou colômbio, a liga de titânio pode manter a estrutura beta mesmo quando resfriada à temperatura ambiente. Tais ligas são referidas ao titânio beta-estabilizado. A estrutura cúbica de corpo centrado e a constituição da liga implicam numa condição única de propriedades.

Kusy (1997) mostrou que as ligas da série 300, em torno do ano de 1950, eram utilizadas na maioria dos materiais ortodônticos. Estes, tipicamente, continham 17% a 25% de cromo e 8% a 25% de níquel, em equilíbrio com o ferro. Quando pelo menos, 10% a 13% de cromo estavam presentes nas ligas, uma camada coerente de óxido era formada, tornando a superfície passiva e levando a mesma a apresentar-se inoxidável. Quando em torno de 8% de níquel estava presente, a fase única austenítica era estabilizada e a ampla resistência à corrosão era melhorada. O conteúdo de carbono foi mantido abaixo de 0.20%, reduzindo a formação de carburetos de cromo, estruturas que podem promover a corrosão do aço austenítico.

Kusy (2002) relatou que o aço inoxidável tornou-se disponível no início dos anos 30 e começou a ser amplamente utilizado nos anos 60, desbancando o ouro como material utilizado até então. Referiu que o titânio de fase beta foi estabilizado à temperatura ambiente em 1977, levando à produção da liga de beta-titânio ou titânio-molibdênio (TMA).

Verstrynge, Humbeeck e Willems (2006) expuseram que os fios ortodônticos de aço inoxidável são classificados como AISI 304. Nesta série o aço inoxidável apresenta 18% a 20% de cromo, 8% a 11% de níquel e uma quantidade máxima de carbono, manganês e sílica, respectivamente, em torno de 0.08%, 2% e 1%.

O EFEITO DA LIGA E SECÇÃO TRANSVERSAL NO COMPORTAMENTO MECÊNICO DE ALÇAS EM FORMA DE GOTA UTILIZADAS NA RETRAÇÃO ORTODÔNTICA DE INCISIVOS

INTRODUÇÃO

A retração dos incisivos representa uma fase fundamental do tratamento ortodôntico [1,2]. Na retração desses dentes, as alças são o método de escolha, gerando forças sem redução na magnitude devido à fricção [3].

Em ortodontia, o movimento dental ocorre quando forças são aplicadas aos dentes e aos tecidos de suporte [4,5]. Mais importante do que mera aplicação das mesmas, um controle sobre elas deve ser exercido. Este controle, avaliado previamente através de estudos experimentais e computacionais, incluindo o método de elementos finitos (MEF), é influenciado por vários fatores [6]. Direcionando alguns, entre eles a liga e a secção transversal do fio para a confecção de alças em forma de gota, buscou-se avaliar a influência desses fatores no comportamento mecânico das alças e a repercussão frente à retração dos incisivos superiores e inferiores.

O comportamento mecânico será avaliado através da força horizontal e da carga-deflexão, sendo esta última interpretada como a força que é gerada por unidade de comprimento [7]. Alças que apresentam baixa carga-deflexão devolvem forças mais constantes durante a desativação [8,9].

Quanto às ligas mais utilizadas, temos a de aço inoxidável e a de beta-titânio (TMA) [10]. A de aço tornou-se disponível nos anos 30 e começou a ser utilizada nos anos 60 [11]. A de beta-titânio surgiu em 1960 [12], se apresentando disponível a partir de 1977 [11], trazendo consigo inúmeras vantagens. Sendo assim, devido à importância, ambas foram consideradas em nossa pesquisa.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foi desenvolvida uma pesquisa experimental com dois grupos de alças de fechamento de espaços em forma de gota. O grupo A, dividido em subgrupos A1 e A2, representou as alças confeccionadas com fios de liga de aço inoxidável (CrNi) nas secções transversais respectivas de 0.018”x 0.025” (lote 422657) e 0.019“x 0.025” (lote 1066960/100.004). O grupo B, dividido em subgrupos B1 e B2, representou as alças confeccionadas com fios de liga de beta-titânio (TMA) (MoTi) nas mesmas secções transversais respectivas do grupo A (lotes 1066871/100.002 e 1063759/100.004). Todos os fios utilizados foram provenientes do mesmo fabricante (Morelli, Sorocaba - SP, Brasil). Dentro de cada subgrupo, três alturas foram

utilizadas na construção das alças: 6mm, 8mm e 10mm. E, para cada altura, vinte corpos de prova foram construídos, compondo sessenta alças por subgrupo. Os corpos de prova foram confeccionados pelo próprio pesquisador de forma padronizada, utilizando um gabarito em papel milimetrado delimitando forma e dimensões. Estas dimensões compreendiam as medidas anteriores e posteriores, alfa e beta, apresentando 10.5mm cada uma; as alturas previamente mencionadas de 6mm, 8mm e 10mm e o diâmetro interno de 2.5mm. Para a confecção das alças foi utilizado um alicate 139 "bird beek" (Orthopli Corporation, Philadelphia – PA, USA), um alicate de corte de fio grosso (Maun Industries, England) e um lápis dermatográfico (Mitsubishi, Japan).

Os corpos de prova foram conduzidos ao ensaio de tração em uma máquina universal de ensaios mecânicos (Emic, DL 2000, São José dos Pinhais – PR, Brasil), utilizando uma célula de carga de 1000N (100kgf) (Emic, SV 100, São José dos Pinhais – PR, Brasil), com resolução de 0.1N (10gf). Os mesmos foram conectados às garras da máquina por meio de dois dispositivos sobre os quais foram colados dois braquetes para incisivo central, Edgewise, slot 0.22" (Morelli, Sorocaba – SP, Brasil). As alças foram amarradas aos braquetes com amarrilhos elásticos, evitando o deslocamento das mesmas durante a movimentação da máquina. O ensaio propriamente dito foi configurado e controlado através do programa TESC, versão 3.05 (Emic, São José dos Pinhais – PR, Brasil). A velocidade da máquina foi ajustada em 1mm/min, percorrendo uma distância programada de 2.5mm. Durante o ensaio, a força gerada em Newtons (N) e o deslocamento em milímetros (mm) foram registrados a cada 0.5mm através de um indicador digital. Para cada subgrupo e respectiva altura foi gerado um arquivo do TESC, no qual se encontra um relatório de ensaio. Quanto à relação carga-deflexão, a mesma foi obtida para cada corpo de prova através da divisão da força gerada por unidade de ativação, em Newtons por milímetro (N/mm).

Na análise estatística foi utilizado o teste U de Mann-Whitney com um nível de significância de 0.05 para os dados de força horizontal e carga-deflexão numa comparação entre subgrupos, levando em consideração a secção transversal e a liga utilizada, individualizado para cada altura de alça.

RESULTADOS

A estatística descritiva dos subgrupos para força horizontal e carga-deflexão está apresentada nas Tabelas 1-2, complementada pelas Figuras 1-2 que mostram os valores médios de força horizontal e carga-deflexão para os subgrupos em cada ativação.

O teste U de Mann-Whitney com um nível de significância de 0.05, aplicado para os dados de força horizontal e carga-deflexão, considerando a secção transversal e a liga, demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa entre os subgrupos A1 e A2 para a alça de 6mm, numa ativação de 0.5mm a 1.5mm e entre os subgrupos B1 e B2 para a alça de 10mm, numa ativação de 0.5mm (Tabela 3).

Tabela 1 – Medidas descritivas para força horizontal (N) dos subgrupos A1, A2, B1 e B2.

Ativação	Alça	Média				Máximo				Mínimo				DP			
		A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2
0.5																	
	6	1.99	2.08	1.14*	1.34*	2.60	2.70	1.50	1.80	1.40	1.40	0.90	1.00	0.32	0.35	0.14	0.22
	8	1.16*	1.39*	0.68	0.96	1.40	2.00	0.90	1.80	0.90	0.90	0.50	0.70	0.16	0.26	0.13	0.28
	10	0.70	0.82	0.52	0.52	1.10	1.10	0.90	0.80	0.60	0.50	0.30	0.40	0.15	0.15	0.17	0.12
1.0																	
	6	4.38	4.53	2.30	2.80	5.20	5.80	3.00	3.50	3.00	3.20	1.70	1.70	0.61	0.62	0.33	0.43
	8	2.45	2.74	1.33*	1.85	2.90	3.40	1.60	2.70	1.90	2.40	1.10	1.50	0.31	0.29	0.17	0.32
	10	1.42*	1.67	0.88	1.01*	2.00	2.00	1.30	1.20	1.10	1.30	0.70	0.90	0.22	0.24	0.19	0.12
1.5																	
	6	6.71	7.25	3.50	4.37	7.90	9.00	4.50	5.60	4.70	5.20	2.60	2.90	0.84	0.93	0.51	0.63
	8	3.78	4.22	2.05	2.73	4.40	4.90	2.40	3.50	3.00	3.80	1.70	2.30	0.41	0.34	0.21	0.35
	10	2.21	2.63	1.28*	1.51*	2.90	3.20	1.70	1.80	1.80	2.00	1.00	1.30	0.30	0.36	0.19	0.16
2.0																	
	6	8.93	10.01	4.68	5.90	10.20	12.0	6.00	7.50	6.70	7.40	3.60	4.30	0.90	1.16	0.64	0.76
	8	5.07	5.78	2.77	3.62	5.90	6.70	3.20	4.40	4.20	5.00	2.30	3.10	0.49	0.46	0.29	0.40
	10	3.03	3.61	1.69	2.04	3.80	4.30	2.20	2.40	2.50	2.90	1.40	1.80	0.35	0.42	0.20	0.16
2.5																	
	6	10.99	12.69	5.77	7.35	12.30	14.71	7.34	9.19	8.67	9.82	4.63	5.86	0.95	1.34	0.74	0.86
	8	6.35	7.39	3.48	4.47	7.26	8.52	4.04	5.26	5.34	6.23	2.89	3.78	0.56	0.58	0.35	0.44
	10	3.85	4.60	2.12	2.57	4.71	5.37	2.63	3.00	3.22	3.78	1.82	2.33	0.41	0.49	0.21	0.18

Tabela 2 – Medidas descritivas para carga-deflexão (N/mm) dos subgrupos A1, A2, B1 e B2.

Ativação	Alça	Média				Máximo				Mínimo				DP			
		A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2
0.5																	
	6	3.97	4.16	2.28	2.68	5.20	5.40	3.00	3.60	2.80	2.80	1.80	2.00	0.64	0.70	0.29	0.45
	8	2.32	2.77	1.35	1.92	2.80	4.00	1.80	3.60	1.80	1.80	1.00	1.40	0.32	0.52	0.25	0.56
	10	1.40	1.64	1.03	1.04	2.20	2.20	1.80	1.60	1.20	1.00	0.60	0.80	0.29	0.30	0.33	0.25
1.0																	
	6	4.38	4.53	2.30	2.80	5.20	5.80	3.00	3.50	3.00	3.20	1.70	1.70	0.61	0.62	0.33	0.43
	8	2.45	2.74	1.33	1.85	2.90	3.40	1.60	2.70	1.90	2.40	1.10	1.50	0.31	0.29	0.17	0.32
	10	1.42	1.67	0.88	1.01	2.00	2.00	1.30	1.20	1.10	1.30	0.70	0.90	0.22	0.24	0.19	0.12
1.5																	
	6	4.47	4.83	2.33	2.91	5.27	6.00	3.00	3.73	3.13	3.47	1.73	1.93	0.56	0.62	0.34	0.42
	8	2.52	2.81	1.36	1.82	2.93	3.27	1.60	2.33	2.00	2.53	1.13	1.53	0.28	0.23	0.14	0.23
	10	1.47	1.75	0.85	1.01	1.93	2.13	1.13	1.20	1.20	1.33	0.67	0.87	0.2	0.24	0.13	0.11
2.0																	
	6	4.46	5.01	2.34	2.95	5.10	6.00	3.00	3.75	3.35	3.70	1.80	2.15	0.45	0.58	0.32	0.38
	8	2.53	2.89	1.38	1.81	2.95	3.35	1.60	2.20	2.10	2.50	1.15	1.55	0.25	0.23	0.14	0.20
	10	1.51	1.80	0.85	1.02	1.90	2.15	1.10	1.20	1.25	1.45	0.70	0.90	0.17	0.21	0.10	0.08
2.5																	
	6	4.40	5.07	2.31	2.94	4.92	5.88	2.94	3.68	3.47	3.93	1.85	2.34	0.38	0.54	0.29	0.35
	8	2.54	2.96	1.39	1.79	2.90	3.41	1.62	2.10	2.14	2.49	1.16	1.51	0.23	0.23	0.14	0.18
	10	1.54	1.84	0.85	1.03	1.88	2.15	1.05	1.20	1.29	1.51	0.73	0.93	0.17	0.19	0.08	0.07

Figura 1 – Tendência da força média (N) das (a) alças de retração de aço inoxidável e das (b) alças de retração de beta-titânio (TMA).
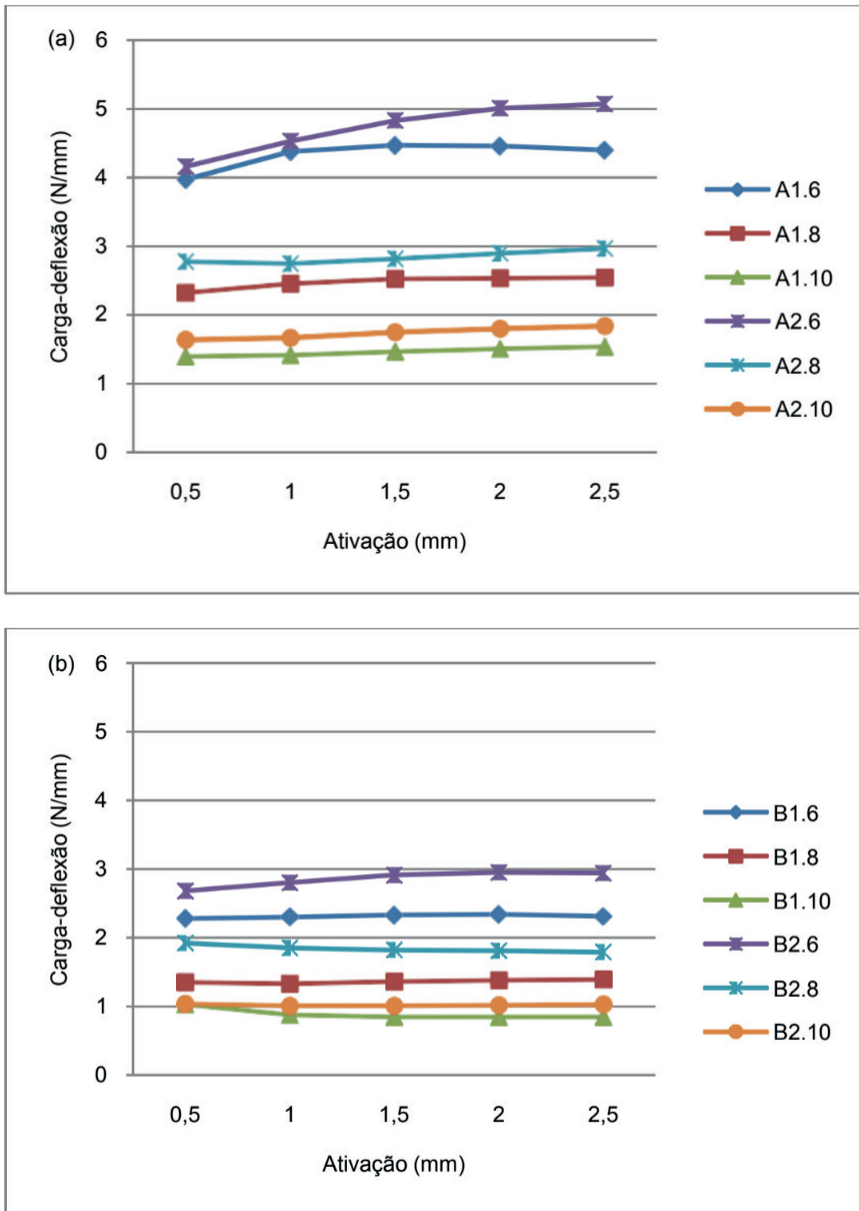
Figura 2 – Tendência da carga-deflexão média (N/mm) das (a) alças de retração de aço inoxidável e das (b) alças de retração de beta-titânio (TMA).

Tabela 3 – Teste U de Mann-Whitney para força horizontal e carga-deflexão. Letras em sobrescrito indicam diferenças estatisticamente significantes entre os subgrupos.

Alça	Ativação	Subgrupos							
		A1 X A2		B1 B2		A1 X B1		A2 X B2	
		U	p	U	p	U	p	U	p
Força Horizontal									
6	0.5	169.50	0.4094	93.00	0.003800[B]	1.50	0.0001[C]	14.00	0.0001[D]
	1.0	180.50	0.5979	64.00	0.000234[B]	0.50	0.0001[C]	3.00	0.0001[D]
	1.5	134.50	0.0764	51.50	0.000059[B]	0.00	0.0001[C]	2.50	0.0001[D]
	2.0	92.00	0.0035[A]	42.00	0.000019[B]	0.00	0.0001[C]	1.00	0.0001[D]
	2.5	59.50	0.0001[A]	31.00	0.000005[B]	0.00	0.0001[C]	0.00	0.0001[D]
8	0.5	91.00	0.003194[A]	54.00	0.000078[B]	3.00	0.0001[C]	49.00	0.0001[D]
	1.0	102.50	0.008355[A]	12.00	0.0001[B]	0.00	0.0001[C]	9.00	0.0001[D]
	1.5	93.50	0.003967[A]	5.00	0.0001[B]	0.00	0.0001[C]	0.00	0.0001[D]
	2.0	57.50	0.000116[A]	7.00	0.0001[B]	0.00	0.0001[C]	0.00	0.0001[D]
	2.5	31.00	0.000005[A]	10.50	0.0001[B]	0.00	0.0001[C]	0.00	0.0001[D]
10	0.5	106.00	0.011000[A]	182.00	0.626328	68.00	0.000356[C]	29.00	0.000004[D]
	1.0	90.00	0.002925[A]	98.00	0.005796[B]	12.50	0.000000[C]	0.00	0.000000[D]
	1.5	71.00	0.000484[A]	65.50	0.000275[B]	0.00	0.000000[C]	0.00	0.000000[D]
	2.0	60.00	0.000152[A]	37.50	0.000011[B]	0.00	0.000000[C]	0.00	0.000000[D]
	2.5	49.00	0.000044[A]	25.00	0.000002[B]	0.00	0.000000[C]	0.00	0.000000[D]
Carga-deflexão									
6	0.5	169.50	0.4094	17.50	0.0001[B]	26.00	0.0001[C]	14.00	0.0001[D]
	1.0	180.50	0.5979	7.00	0.0001[B]	7.50	0.0001[C]	3.00	0.0001[D]
	1.5	134.00	0.0742	4.50	0.0001[B]	4.50	0.0001[C]	2.50	0.0001[D]
	2.0	92.00	0.0035[A]	2.50	0.0001[B]	2.50	0.0001[C]	1.00	0.0001[D]
	2.5	59.50	0.0001[A]	2.00	0.0001[B]	2.00	0.0001[C]	0.00	0.0001[D]
8	0.5	91.00	0.0032[A]	54.00	0.000078[B]	3.00	0.0001[C]	65.00	0.000413[D]
	1.0	102.50	0.0084[A]	12.00	0.000001[B]	0.00	0.0001[C]	9.00	0.0001[D]
	1.5	93.50	0.0040[A]	5.00	0.000001[B]	0.00	0.0001[C]	0.00	0.0001[D]
	2.0	57.50	0.0001[A]	7.00	0.000001[B]	0.00	0.0001[C]	0.00	0.0001[D]
	2.5	31.00	0.0001[A]	11.00	0.000001[B]	0.00	0.0001[C]	0.00	0.0001[D]
10	0.5	106.00	0.01100[A]	182.00	0.6263	68.00	0.00036	29.00	0.000004[D]
	1.0	90.00	0.00293[A]	98.00	0.0058[B]	12.50	0.0001[C]	0.00	0.0001[D]
	1.5	71.00	0.00048[A]	65.50	0.0003[B]	0.00	0.0001[C]	0.00	0.0001[D]
	2.0	60.00	0.00015[A]	37.50	0.0000[B]	0.00	0.0001[C]	0.00	0.0001[D]
	2.5	49.00	0.00004[A]	25.00	0.0000[B]	0.00	0.0001[C]	0.00	0.0001[D]

*Significativo para $p<0.05$.

DISCUSSÃO

Nesta pesquisa, considerando o efeito dos fatores secção transversal e liga em relação ao estudo das alças em forma de gota utilizadas na retração de incisivos, foi observado que os valores médios de força horizontal e carga-deflexão sofreram variações em todos os subgrupos para cada tipo de alça em todas as faixas de ativação (Tabelas 1-2) (Figuras 1-2).

A liga utilizada, de acordo com a Tabela 3, exerceu generalizada influência sobre a força horizontal e a carga-deflexão gerada. É conhecida sua influência sobre a definição da carga-deflexão [13] e força horizontal [9]. O mesmo não ocorreu com a secção transversal, onde na alça de 6mm numa ativação de 0.5mm a 1.5mm e na alça de 10mm numa ativação de 0.5mm, o desempenho foi semelhante tanto para a secção de 0.018"x 0.025" quanto para a secção de 0.019"x 0.025", para força horizontal e carga-deflexão (Tabela 3). Geralmente a secção transversal induz modificações na carga-deflexão [9,13,14] e força horizontal [9]. Neste caso, primeiramente em relação à liga de aço inoxidável, a reduzida altura da alça e a faixa de ativação aplicada foram, provavelmente, os fatores que induziram a não haver diferença entre as secções transversais utilizadas. No caso da liga de beta- titânio (TMA), a ativação pontual e a elevada altura da alça foram os prováveis fatores indutores da não diferença. Apesar disso, a maioria dos resultados apresentados na Tabela 3 induz à aceitação da influência da secção transversal sobre a força horizontal e a carga deflexão gerada.

Considerando a retração dos incisivos superiores, a força deve situar-se na faixa de 100g (1N) a 150g (1.5N) por lado [15]. Uma força inicial de 150g (1.5N) por lado resulta num significante movimento destes dentes [1,2]. Yoshida et al. [16], em sua pesquisa, propôs 0.5N de força por dente a ser retraído no segmento anterior superior. No trabalho de Coimbra et al. [17], onde foi estudada a alça em forma de gota por meio de teste mecânico e método de elementos finitos, o nível de força considerado ideal para o movimento dos incisivos superiores foi em torno de 3.1N e para os incisivos inferiores, em torno de 2.6N.

Submetendo os valores médios de força horizontal deste estudo ao intervalo de força considerado ideal para a retração de incisivos superiores e inferiores [1,2,15,16,17], encontramos alças que corresponderam à faixa de força preconizada, conforme mostra a Tabela 1 (marcado com um asterisco). Observamos que os fatores secção transversal e liga devem ser considerados na obtenção de valores de força satisfatórios para a retração dos incisivos superiores e inferiores, quando na utilização de alças. Na pesquisa de Ferreira [9] com a alça em forma de duplo delta, estudando a influência da liga e da secção transversal na magnitude de força e carga-deflexão gerada, foi verificado que estes fatores induziram modificações nos valores obtidos, assim como no nosso estudo. Também ficou clara a possibilidade de obter valores reduzidos de carga-deflexão, permitindo a aplicação de forças leves e constantes, tornando o movimento dental mais fisiológico e eficiente [7]. E

essa redução ocorre através da alteração da secção transversal e da utilização de uma liga com baixo módulo de elasticidade [13]. Foi observado que um relativo aumento ou redução da carga-deflexão advém de um respectivo aumento ou redução da secção transversal [8]. Em suma, alças que apresentam baixa carga-deflexão devolvem forças mais constantes durante a desativação [8,9] e proporcionam amplas faixas de ativação [8].

Em relação às ligas utilizadas em nosso trabalho, o aço inoxidável tem mantido a sua popularidade devido a um bom equilíbrio de dureza, formabilidade, resiliência, resistência à corrosão e custo moderado [12,18]. O beta-titânio (TMA) é descrito como tendo um balanço de propriedades excelentes incluindo alta elasticidade, baixa dureza e alta formabilidade [10,12,18], tendo a desvantagem de apresentar um alto coeficiente de fricção [10,12]. Considerando o módulo de Young ou módulo de elasticidade do beta-titânio (TMA), onde este se apresenta menor do que a metade do módulo do aço inoxidável [10,12], as alças comumente utilizadas na liga de aço inoxidável para reduzir a carga-deflexão podem não ser necessárias para a liga de beta-titânio (TMA) [10]. É necessário ter em mente as três características importantes para um fio superior: o mesmo deve permitir amplas deflexões sem sofrer deformação permanente (grande elasticidade); deve apresentar uma dureza menor do que a do aço inoxidável e deve também apresentar uma grande formabilidade, ou seja, a capacidade de ser facilmente contornado, dobrado e formado em complicadas configurações, tais como alças, sem fraturar [12]. Deseja-se alta elasticidade, baixa dureza, boa formabilidade e baixa fricção, embora as propriedades requeridas num fio ortodôntico variem dependendo da sua aplicação [10].

Em nossa pesquisa observamos que a liga de beta-titânio (TMA) levou a produzir forças de intensidade leve e constante, proporcionando amplas faixas de ativação, o que também foi demonstrado nos trabalhos de Drake et al [18] e Kusy [19]. Na sua aplicação, a liga de aço inoxidável devolve muito mais força do que a desejada [12], como foi comprovado pelos dados obtidos no presente estudo. Esta pesquisa demonstrou que a alça em forma de gota de beta-titânio apresentou respostas mais favoráveis quando comparada à alça em forma de gota de aço inoxidável, concordando com o estudo de Drake et al. [18]. Por outro lado, na construção de alças num arco de beta-titânio (TMA), visando a retração de incisivos, reside a dificuldade de inserir torque suficiente nestes dentes anteriores, perdendo- se o controle axial [15]. Também há dificuldade quanto ao contorno do arco com a presença da alça de um lado sem afetar o contorno na porção anterior e no lado oposto [15]. Observamos que é necessário conhecimento da biomecânica na confecção das alças de retração, selecionando adequadamente a secção transversal e a liga. Não há influência de um fator sobre o outro, mas sim, uma combinação, buscando obter forças leves [20]. As mesmas devem estar incluídas no conceito de força ótima, induzindo um movimento dental máximo sem dano tecidual, proporcionando extremo conforto ao paciente [21].

Através dos resultados obtidos nesta pesquisa, verificou-se que os parâmetros utilizados foram efetivos na busca por atingir uma força horizontal e uma carga-deflexão

o mais próxima do ideal, ainda que, na maioria das vezes, em relação ao fechamento de espaços, amplas faixas de força sejam aplicadas, não havendo evidência que suporte um nível de força ótima considerado ideal para tal propósito [22], sendo este único para cada dente e para cada paciente [8,21,23,24,25]. Este nível de força, inclusive após exaustivas pesquisas, permanece sem comprovação científica, sendo ainda universalmente questionado, distante e por ser descoberto [20,21].

REFERÊNCIAS

1. Dinçer M, Gülsen A and Türk T. The retraction of upper incisors with the PG retraction system. Eur J Orthod, 2000; 22:33-41.

2. Türk T, Elekdag-Türk S and Dinçer M. Clinical evaluation of the centre of resistance of the upper incisors during retraction. Eur J Orthod, 2005; 27:196-201.

3. Ødegaard J, Meling T and Meling E. The effects of loops on the torsional stiffnesses of rectangular wires: an in vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop, 1996; 109(5):496-505.

4. Kuhlberg AJ and Priebe D. Testing force systems and biomechanics – measured tooth movements from differential moments closing loops. Angle Orthod, 2003; 73(3):270-80.

5. Henneman S, Von Den Hoff JW and Maltha JC. Mechanobiology of tooth movement. Eur J Orthod, 2008; 30:299-306.

6. Chen J, Bulucea I, Katona TR and Ofner S. Complete orthodontic load systems on teeth in a continuous full archwire: the role of triangular loop position. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2007; 132(2):143e1-e8.

7. Chang YI, Shin SJ and Baek SH. Three-dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop edgewise archwire. Eur J Orthod, 2004; 26(3):339-45.

8. Burstone CJ, Baldwin JJ and Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics. Angle Orthod, 1961; 31(1):1-14.

9. Ferreira MA. The wire material and cross-section effect on double delta closing loops regarding load and spring rate magnitude: an in vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop, 1999; 115(3):275-82.

10. Verstrynge A, Humbeeck JV and Willems G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2006; 130(4):460-70.

11. Kusy RP. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. Angle Orthod, 2002; 72(6):501-12.

12. Burstone CJ and Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. Am J Orthod Dentofac Orthop, 1980; 77(2):121-32.

13. Ferreira MA, Oliveira FT, Ignácio AS and Borges PC. Experimental force definition system for a new orthodontic retraction spring. Angle Orthod, 2005; 75(3):368-77.

14. Braun S and Garcia JL. The gable bend revisited. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2002; 122(5):523-27.

15. Siatkowski RE. En masse space closure with precise anchorage control. Sem Orthod, 2001; 7(3):141-49.

16. Yoshida N, Koga Y, Mimaki N and Kobayashi K. In vivo determination of the centres of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces. Eur J Orthod, 2001; 23:529-34.

17. Coimbra MER, Penedo ND, Gouvêa JP, Elias CN, Araújo MTS and Coelho PG. Mechanical testing and finite element analysis of orthodontic teardrop loop. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2008; 133(2):188e9-e13.

18. Drake SR, Wayne DM, Powers JM and Asgar K. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. Am J Orthod Dentofac Orthop, 1982; 82(3):206-10.

19. Kusy R. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. Angle Orthod, 1997; 67(3):197-208.

20. Melsen B, Cattaneo PM, Dalstra M and Kraft DC. The importance of force levels in relation to tooth movement. Sem Orthod, 2007; 13(4):220-33.

21. Ren Y, Maltha JC and Kuijpers-Jagtman AM. Optimun force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Angle Orthod, 2003; 73(1):86-92.

22. Nightingale C and Jones SP. A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. J Orthod, 2003; 30:229-36.

23. Daskalogiannakis J and McLachlan KR. Canine retraction with rare earth magnets: an investigation into the validity of the constant force hypothesis. Am J Orthod Dentofac Orthop, 1996; 109(5):489-95.

24. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC and Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2000; 117(2):175-83.

25. Hayashi K, Uechi J, Lee SP and Mizoguchi I. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement based on XYZ and finite helical axis systems. Eur J Orthod, 2007; 29:589-9.

LEGENDAS

A1: liga de aço inoxidável na secção transversal de 0.018”x 0.025”. A2: liga de aço inoxidável na secção transversal de 0.019”x 0.025”. B1: liga de beta-titânio (TMA) na secção transversal de 0.018”x 0.025”. B2: liga de beta-titânio (TMA) na secção transversal de 0.019”x 0.025”. DP: desvio padrão. A1.6: alça de aço inoxidável de 6mm de altura na secção transversal de 0.018”x 0.025”. A1.8: alça de aço inoxidável de 8mm de altura na secção transversal de 0.018”x 0.025”. A1.10: alça de aço inoxidável de 10mm de altura na secção transversal de 0.018”x 0.025”. A2.6: alça de aço inoxidável de 6mm de altura na secção transversal de 0.019”x 0.025”. A2.8: alça de aço inoxidável de 8mm de altura na secção transversal de 0.019”x 0.025”. A2.10: alça de aço inoxidável de 10mm de altura na secção transversal de 0.019”x 0.025”. B1.6: alça de beta-titânio (TMA) de 6mm de altura na secção transversal de 0.018”x 0.025”. B1.8: alça de beta-titânio (TMA) de 8mm de altura na

secção transversal de 0.018”x 0.025”. B1.10: alça de beta-titânio (TMA) de 10mm de altura na secção transversal de 0.018”x 0.025”. B2.6: alça de beta-titânio (TMA) de 6mm de altura na secção transversal de 0.019”x 0.025”. B2.8: alça de beta-titânio (TMA) de 8mm de altura na secção transversal de 0.019”x 0.025”. B2.10: alça de beta-titânio (TMA) de 10mm de altura na secção transversal de 0.019”x 0.025”.

COMPORTAMENTO MECÂNICO DE ALÇAS EM FORMA DE GOTA UTILIZADAS NA RETRAÇÃO EM MASSA DE INCISIVOS E CANINOS, CONSIDERANDO ALTURA, SECÇÃO TRANSVERSAL E LIGA

INTRODUÇÃO

Conforme Yoshida et al. [1], a retração em massa do segmento anterior, incluindo o canino, é utilizada freqüentemente em tratamento de casos onde extrações são necessárias ou em casos de protrusão dentária.

Em ortodontia, o movimento dental ocorre quando forças são aplicadas aos dentes e aos tecidos de suporte [2,3]. Mais importante do que mera aplicação das mesmas, um controle sobre elas deve ser exercido. Este controle, avaliado previamente através de estudos experimentais e computacionais, incluindo o método de elementos finitos (MEF), é influenciado por vários fatores [4]. Direcionando alguns, entre eles a altura, a liga e a secção transversal para a confecção da alça em forma de gota, buscou-se avaliar a influência desses fatores no comportamento mecânico da alça e a repercussão frente à retração em massa de incisivos e caninos.

O comportamento mecânico será avaliado através da força horizontal e da carga-deflexão, sendo esta última interpretada como a força que é gerada por unidade de comprimento [5]. Alças que apresentam baixa carga-deflexão devolvem forças mais constantes durante a desativação [6,7].

Quanto às ligas mais utilizadas, temos a de aço inoxidável e a de beta-titânio (TMA) [8]. A de aço tornou-se disponível nos anos 30 e começou a ser utilizada nos anos 60 [9]. A de beta-titânio surgiu em 1960 [10], se apresentando disponível a partir de 1977 [9], trazendo consigo inúmeras vantagens. Sendo assim, devido à importância, ambas foram consideradas nessa pesquisa.

MATERIAIS E MÉTODOS

Foi desenvolvida uma pesquisa experimental com dois grupos de alças de fechamento de espaços em forma de gota. O grupo A, dividido em subgrupos A1 e A2, representou as alças confeccionadas com fios de liga de aço inoxidável (CrNi) nas secções transversais respectivas de 0.018”x 0.025” (lote 422657) e 0.019“x 0.025” (lote 1066960/100.004). O grupo B, dividido em subgrupos B1 e B2, representou as alças confeccionadas com fios de liga de beta-titânio (TMA) (MoTi) nas mesmas secções transversais respectivas do grupo A (lotes 1066871/100.002 e 1063759/100.004). Todos os fios utilizados foram provenientes do mesmo fabricante (Morelli, Sorocaba - SP, Brasil). Dentro de cada subgrupo, três alturas

foram utilizadas na construção das alças: 6mm, 8mm e 10mm. E, para cada altura, vinte corpos de prova foram construídos, compondo sessenta alças por subgrupo. Os corpos de prova foram confeccionados pelo próprio pesquisador de forma padronizada, utilizando um gabarito em papel milimetrado delimitando forma e dimensões. Estas dimensões compreendiam as medidas anteriores e posteriores, alfa e beta, apresentando 10.5mm cada uma; as alturas previamente mencionadas de 6mm, 8mm e 10mm e o diâmetro interno de 2.5mm (Figura 1). Para a confecção das alças foi utilizado um alicate 139 "bird beek" (Orthopli Corporation, Philadelphia – PA, USA), um alicate de corte de fio grosso (Maun Industries, England) e um lápis dermatográfico (Mitsubishi, Japan).
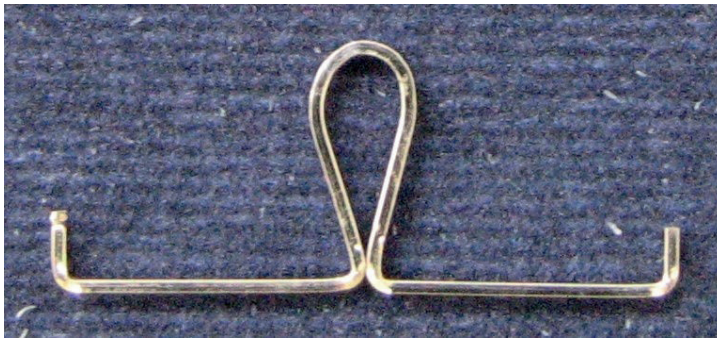
Figura 1 – Alça em forma de gota na forma e dimensões estabelecidas.

Os corpos de prova foram conduzidos ao ensaio de tração em uma máquina universal de ensaios mecânicos (Emic, DL 2000, São José dos Pinhais – PR, Brasil), utilizando uma célula de carga de 1000N (100kgf) (Emic, SV 100, São José dos Pinhais – PR, Brasil), com resolução de 0.1N (10gf). Os mesmos foram conectados às garras da máquina por meio de dois dispositivos sobre os quais foram colados dois braquetes para incisivo central, Edgewise, slot 0.22" (Morelli, Sorocaba – SP, Brasil). As alças foram amarradas aos braquetes com amarrilhos elásticos, evitando o deslocamento das mesmas durante a movimentação da máquina (Figura 2).
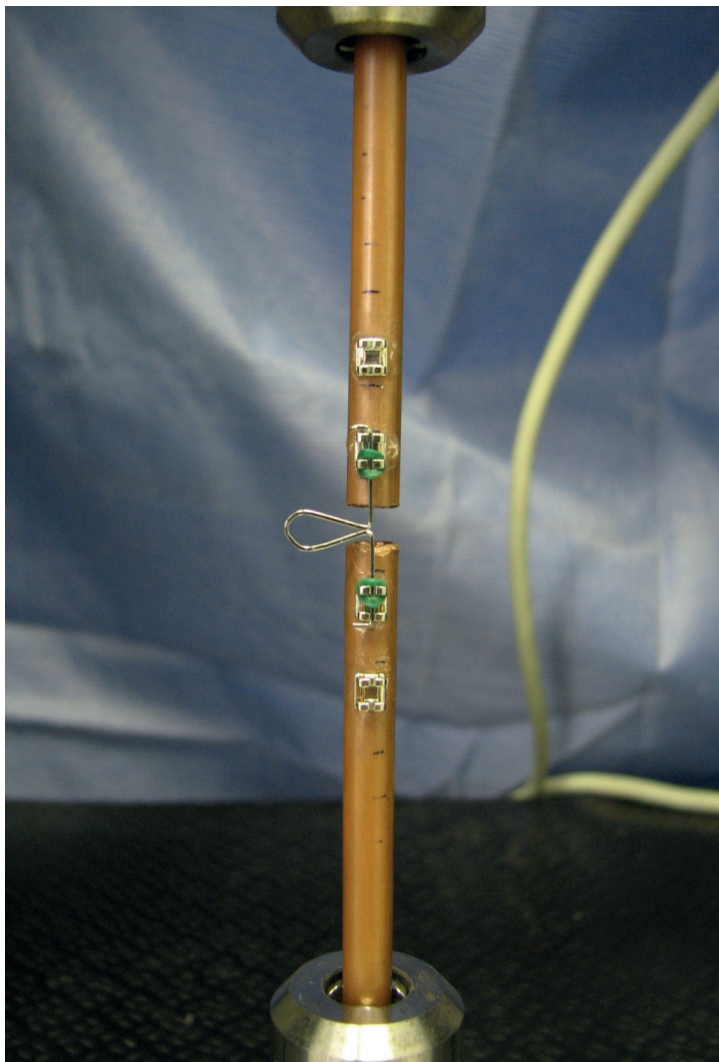
Figura 2 – Alça fixada à máquina de ensaios mecânicos.

O ensaio propriamente dito foi configurado e controlado através do programa TESC, versão 3.05 (Emic, São José dos Pinhais – PR, Brasil). A velocidade da máquina foi ajustada em 1mm/min, percorrendo uma distância programada de 2.5mm. Durante o ensaio, a força gerada em Newtons (N) e o deslocamento em milímetros (mm) foram registrados a cada 0.5mm através de um indicador digital. Para cada subgrupo e respectiva altura foi gerado um arquivo do TESC, no qual se encontra um relatório de ensaio. Quanto à relação carga-deflexão, a mesma foi obtida para cada corpo de prova através da divisão da força gerada por unidade de ativação, em Newtons por milímetro (N/mm).

Na análise estatística dos dados de força horizontal relacionados à altura das alças dentro de cada subgrupo, foi utilizada a análise de variância e o teste comparativo de Tukey

com um nível de significância de 0.01. Para os dados de carga-deflexão, submetidos ao mesmo referencial, foi utilizado o teste Kruskal-Wallis com um nível de significância 0.01.

O teste U de Mann-Whitney com um nível de significância de 0.05 foi utilizado para os dados de força horizontal e carga-deflexão numa comparação entre subgrupos, levando em consideração a secção transversal e a liga utilizada, individualizado para cada altura de alça.

RESULTADOS

A estatística descritiva dos subgrupos para força horizontal e carga-deflexão está apresentada nas Tabelas 1-2, complementada pelas Figuras 3-4 que mostram os valores médios de força horizontal e carga-deflexão para os subgrupos em cada ativação.

A análise de variância e o teste comparativo de Tukey com um nível de significância de 0.01, aplicados para os dados de força horizontal, considerando a altura das alças dentro de cada subgrupo, mostraram diferenças estatisticamente significativas para todos os subgrupos em todas as ativações (Tabela 3).

O teste de Kruskal-Wallis (Tabela 4) com um nível de significância de 0.01, aplicado para os dados de carga-deflexão, considerando a altura das alças dentro de cada subgrupo, apresentou diferenças estatisticamente significativas para os subgrupos A1, A2 e B2 em todas as ativações. Para o subgrupo B1, não houve diferença estatisticamente significativa entre a alça de 8mm e 10mm para uma ativação de 0.5mm (p=0.084).

O teste U de Mann-Whitney com um nível de significância de 0.05, aplicado para os dados de força horizontal e carga-deflexão, considerando a secção transversal e a liga, demonstrou não haver diferença estatisticamente significativa entre os subgrupos A1 e A2 para a alça de 6mm, numa ativação de 0.5mm a 1.5mm e entre os subgrupos B1 e B2 para a alça de 10mm, numa ativação de 0.5mm (Tabela 5).

Tabela 1 – Medidas descritivas para força horizontal (N) dos subgrupos A1, A2, B1 e B2.

Ativação	Alça	Média				Máximo				Mínimo				DP			
		A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2
0.5																	
	6	1.99	2.08*	1.14	1.34	2.60	2.70	1.50	1.80	1.40	1.40	0.90	1.00	0.32	0.35	0.14	0.22
	8	1.16	1.39	0.68	0.96	1.40	2.00	0.90	1.80	0.90	0.90	0.50	0.70	0.16	0.26	0.13	0.28
	10	0.70	0.82	0.52	0.52	1.10	1.10	0.90	0.80	0.60	0.50	0.30	0.40	0.15	0.15	0.17	0.12
1.0																	
	6	4.38	4.53	2.30*	2.80*	5.20	5.80	3.00	3.50	3.00	3.20	1.70	1.70	0.61	0.62	0.33	0.43
	8	2.45*	2.74*	1.33	1.85	2.90	3.40	1.60	2.70	1.90	2.40	1.10	1.50	0.31	0.29	0.17	0.32
	10	1.42	1.67	0.88	1.01	2.00	2.00	1.30	1.20	1.10	1.30	0.70	0.90	0.22	0.24	0.19	0.12
1.5																	
	6	6.71	7.25	3.50*	4.37	7.90	9.00	4.50	5.60	4.70	5.20	2.60	2.90	0.84	0.93	0.51	0.63
	8	3.78	4.22	2.05*	2.73*	4.40	4.90	2.40	3.50	3.00	3.80	1.70	2.30	0.41	0.34	0.21	0.35
	10	2.21*	2.63*	1.28	1.51	2.90	3.20	1.70	1.80	1.80	2.00	1.00	1.30	0.30	0.36	0.19	0.16
2.0																	
	6	8.93	10.01	4.68	5.90	10.20	12.0	6.00	7.50	6.70	7.40	3.60	4.30	0.90	1.16	0.64	0.76
	8	5.07	5.78	2.77*	3.62	5.90	6.70	3.20	4.40	4.20	5.00	2.30	3.10	0.49	0.46	0.29	0.40
	10	3.03*	3.61	1.69	2.04*	3.80	4.30	2.20	2.40	2.50	2.90	1.40	1.80	0.35	0.42	0.20	0.16
2.5																	
	6	10.99	12.69	5.77	7.35	12.30	14.71	7.34	9.19	8.67	9.82	4.63	5.86	0.95	1.34	0.74	0.86
	8	6.35	7.39	3.48*	4.47	7.26	8.52	4.04	5.26	5.34	6.23	2.89	3.78	0.56	0.58	0.35	0.44
	10	3.85	4.60	2.12*	2.57*	4.71	5.37	2.63	3.00	3.22	3.78	1.82	2.33	0.41	0.49	0.21	0.18

Tabela 2 – Medidas descritivas para carga-deflexão (N/mm) dos subgrupos A1, A2, B1 e B2.

Ativação	Alça	Média				Máximo				Mínimo				DP			
		A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2	A1	A2	B1	B2
0.5																	
	6	3.97	4.16	2.28	2.68	5.20	5.40	3.00	3.60	2.80	2.80	1.80	2.00	0.64	0.70	0.29	0.45
	8	2.32	2.77	1.35	1.92	2.80	4.00	1.80	3.60	1.80	1.80	1.00	1.40	0.32	0.52	0.25	0.56
	10	1.40	1.64	1.03	1.04	2.20	2.20	1.80	1.60	1.20	1.00	0.60	0.80	0.29	0.30	0.33	0.25
1.0																	
	6	4.38	4.53	2.30	2.80	5.20	5.80	3.00	3.50	3.00	3.20	1.70	1.70	0.61	0.62	0.33	0.43
	8	2.45	2.74	1.33	1.85	2.90	3.40	1.60	2.70	1.90	2.40	1.10	1.50	0.31	0.29	0.17	0.32
	10	1.42	1.67	0.88	1.01	2.00	2.00	1.30	1.20	1.10	1.30	0.70	0.90	0.22	0.24	0.19	0.12
1.5																	
	6	4.47	4.83	2.33	2.91	5.27	6.00	3.00	3.73	3.13	3.47	1.73	1.93	0.56	0.62	0.34	0.42
	8	2.52	2.81	1.36	1.82	2.93	3.27	1.60	2.33	2.00	2.53	1.13	1.53	0.28	0.23	0.14	0.23
	10	1.47	1.75	0.85	1.01	1.93	2.13	1.13	1.20	1.20	1.33	0.67	0.87	0.2	0.24	0.13	0.11
2.0																	
	6	4.46	5.01	2.34	2.95	5.10	6.00	3.00	3.75	3.35	3.70	1.80	2.15	0.45	0.58	0.32	0.38
	8	2.53	2.89	1.38	1.81	2.95	3.35	1.60	2.20	2.10	2.50	1.15	1.55	0.25	0.23	0.14	0.20
	10	1.51	1.80	0.85	1.02	1.90	2.15	1.10	1.20	1.25	1.45	0.70	0.90	0.17	0.21	0.10	0.08
2.5																	
	6	4.40	5.07	2.31	2.94	4.92	5.88	2.94	3.68	3.47	3.93	1.85	2.34	0.38	0.54	0.29	0.35
	8	2.54	2.96	1.39	1.79	2.90	3.41	1.62	2.10	2.14	2.49	1.16	1.51	0.23	0.23	0.14	0.18
	10	1.54	1.84	0.85	1.03	1.88	2.15	1.05	1.20	1.29	1.51	0.73	0.93	0.17	0.19	0.08	0.07

Figura 3 – Tendência da força média (N) das (a) alças de retração de aço inoxidável e das (b) alças de retração de beta-titânio (TMA).
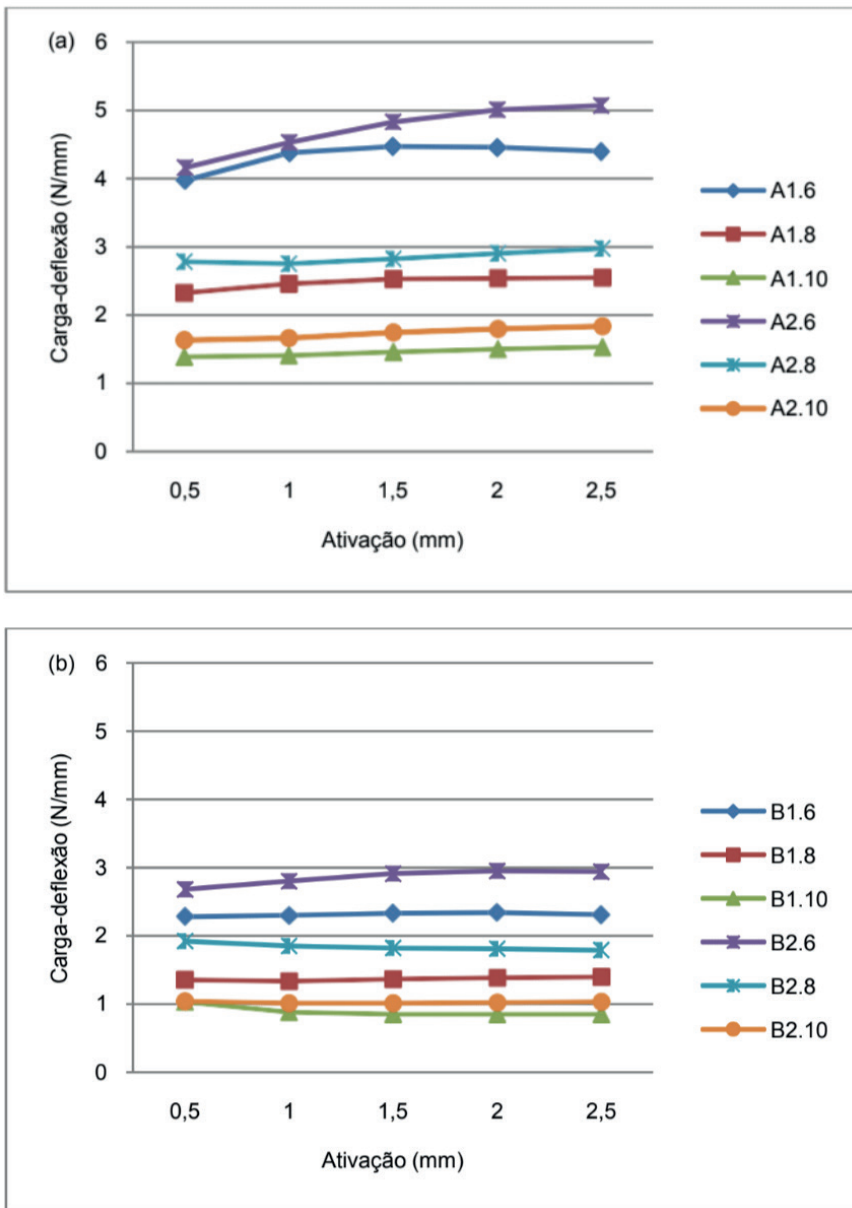
Figura 4 – Tendência da carga-deflexão média (N/mm) das (a) alças de retração de aço inoxidável e das (b) alças de retração de beta-titânio (TMA).

Tabela 3 – Teste de Tukey para força horizontal em todos os subgrupos, considerando a alça utilizada, durante ativação. Letras em sobrescrito indicam diferenças estatisticamente significantes entre as alças.

Alças	Ativação				
	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5
Subgrupos A1, A2, B1 e B2					
6/8	.000^{A}	.000^{A}	.000^{A}	.000^{A}	.000^{A}
6/10	.000^{B}	.000^{B}	.000^{B}	.000^{B}	.000^{B}
8/10	.000^{C}	.000^{C}	.000^{C}	.000^{C}	.000^{C}

*Significativo para p<0.01.

Tabela 4 – Teste de Kruskal-Wallis para carga-deflexão em todos os subgrupos, considerando a alça utilizada, durante ativação. Letras em sobrescrito indicam diferenças estatisticamente significantes entre as alças.

Alças	Ativação				
	0.5	1.0	1.5	2.0	2.5
Subgrupos A1, A2 e B2					
6/8	.000^{A}	.000^{A}	.000^{A}	.000^{A}	.000^{A}
6/10	.000^{B}	.000^{B}	.000^{B}	.000^{B}	.000^{B}
8/10	.000^{C}	.000^{C}	.000^{C}	.000^{C}	.000^{C}
Subgrupo B1					
6/8	.000^{A}	.000^{A}	.000^{A}	.000^{A}	.000^{A}
6/10	.000^{B}	.000^{B}	.000^{B}	.000^{B}	.000^{B}
8/10	.084	.000^{C}	.000^{C}	.000^{C}	.000^{C}

*Significativo para p<0.01.

Tabela 5 – Teste U de Mann-Whitney para força horizontal e carga-deflexão. Letras em sobrescrito indicam diferenças estatisticamente significantes entre os subgrupos.

Alça	Ativação	Subgrupos							
		A1 X A2		B1 X B2		A1xB1		A2 X B2	
		U	p	U	p	U	p	U	p
Força Horizontal									
6	0.5	169.50	0.4094	93.00	0.003800^{B}	1.50	0.0001^{C}	14.00	0.0001^{D}
	1.0	180.50	0.5979	64.00	0.000234^{B}	0.50	0.0001^{C}	3.00	0.0001^{D}
	1.5	134.50	0.0764	51.50	0.000059^{B}	0.00	0.0001^{C}	2.50	0.0001^{D}
	2.0	92.00	0.0035^{A}	42.00	0.000019^{B}	0.00	0.0001^{C}	1.00	0.0001^{D}
	2.5	59.50	0.0001^{A}	31.00	0.000005^{B}	0.00	0.0001^{C}	0.00	0.0001^{D}
8	0.5	91.00	0.003194^{A}	54.00	0.000078^{B}	3.00	0.0001^{C}	49.00	0.0001^{D}
	1.0	102.50	0.008355^{A}	12.00	0.0001^{B}	0.00	0.0001^{C}	9.00	0.0001^{D}
	1.5	93.50	0.003967^{A}	5.00	0.0001^{B}	0.00	0.0001^{C}	0.00	0.0001^{D}
	2.0	57.50	0.000116^{A}	7.00	0.0001^{B}	0.00	0.0001^{C}	0.00	0.0001^{D}
	2.5	31.00	0.000005^{A}	10.50	0.0001^{B}	0.00	0.0001^{C}	0.00	0.0001^{D}
10	0.5	106.00	0.011000^{A}	182.00	0.626328	68.00	0.000356^{C}	29.00	0.000004^{D}
	1.0	90.00	0.002925^{A}	98.00	0.005796^{B}	12.50	0.000000^{C}	0.00	0.000000^{D}
	1.5	71.00	0.000484^{A}	65.50	0.000275^{B}	0.00	0.000000^{C}	0.00	0.000000^{D}
	2.0	60.00	0.000152^{A}	37.50	0.000011^{B}	0.00	0.000000^{C}	0.00	0.000000^{D}
	2.5	49.00	0.000044^{A}	25.00	0.000002^{B}	0.00	0.000000^{C}	0.00	0.000000^{D}
Carga-deflexão									
6	0.5	169.50	0.4094	17.50	0.0001^{B}	26.00	0.0001^{C}	14.00	0.0001^{D}
	1.0	180.50	0.5979	7.00	0.0001^{B}	7.50	0.0001^{C}	3.00	0.0001^{D}
	1.5	134.00	0.0742	4.50	0.0001^{B}	4.50	0.0001^{C}	2.50	0.0001^{D}
	2.0	92.00	0.0035^{A}	2.50	0.0001^{B}	2.50	0.0001^{C}	1.00	0.0001^{D}
	2.5	59.50	0.0001^{A}	2.00	0.0001^{B}	2.00	0.0001^{C}	0.00	0.0001^{D}
8	0.5	91.00	0.0032^{A}	54.00	0.000078^{B}	3.00	0.0001^{C}	65.00	0.000413^{D}
	1.0	102.50	0.0084^{A}	12.00	0.000001^{B}	0.00	0.0001^{C}	9.00	0.0001^{D}
	1.5	93.50	0.0040^{A}	5.00	0.000001^{B}	0.00	0.0001^{C}	0.00	0.0001^{D}
	2.0	57.50	0.0001^{A}	7.00	0.000001^{B}	0.00	0.0001^{C}	0.00	0.0001^{D}
	2.5	31.00	0.0001^{A}	11.00	0.000001^{B}	0.00	0.0001^{C}	0.00	0.0001^{D}
10	0.5	106.00	0.01100^{A}	182.00	0.6263	68.00	0.00036	29.00	0.000004^{D}
	1.0	90.00	0.00293^{A}	98.00	0.0058^{B}	12.50	0.0001^{C}	0.00	0.0001^{D}
	1.5	71.00	0.00048^{A}	65.50	0.0003^{B}	0.00	0.0001^{C}	0.00	0.0001^{D}
	2.0	60.00	0.00015^{A}	37.50	0.0000^{B}	0.00	0.0001^{C}	0.00	0.0001^{D}
	2.5	49.00	0.00004^{A}	25.00	0.0000^{B}	0.00	0.0001^{C}	0.00	0.0001^{D}

*Significativo para $p<0.05$.

DISCUSSÃO

Nesta pesquisa, considerando os três tipos de altura envolvidos, a alça que apresentou os menores valores médios de força horizontal e carga-deflexão em todos os subgrupos para toda a faixa de ativação foi a de 10mm. A de 6mm apresentou os maiores valores e a de 8mm, valores intermediários (Tabelas 1-2) (Figuras 3-4).

Utilizando a liga de aço inoxidável ou de beta-titânio e a secção transversal de 0.018"x 0.025" ou 0.019"x 0.025", a altura exerceu importante influência na força horizontal e carga-deflexão gerada (Tabelas 3-4). O fator altura representa um aumento na quantidade de fio, levando a um incremento na dimensão da alça, reduzindo a carga-deflexão, promovendo uma variação nesta condição [11,12,13], diminuindo concomitantemente a força horizontal [14]. É limitado desfavoravelmente pela profundidade do vestíbulo [6]. A exceção foi no subgrupo B1, onde a alça de 8mm e a de 10mm, numa ativação de 0.5mm, apresentaram desempenho semelhante somente na carga-deflexão gerada (Tabela 4), provavelmente devido à utilização de uma secção transversal menor, associada à proximidade entre as alturas envolvidas e à ativação reduzida, considerando uma liga com baixo módulo de elasticidade [8]. Verificamos também que a liga utilizada exerceu generalizada influência sobre a força horizontal e a carga-deflexão gerada (Tabela 5). É conhecida sua influência sobre a definição da carga-deflexão [15] e força horizontal [7]. O mesmo não ocorreu com a secção transversal, onde na alça de 6mm numa ativação de 0.5mm a 1.5mm e na alça de 10mm numa ativação de 0.5mm, o desempenho foi semelhante tanto para a secção de 0.018"x 0.025" quanto para a secção de 0.019"x 0.025", para força horizontal e carga-deflexão (Tabela 5). Geralmente a secção transversal induz modificações na carga-deflexão [7,12,15] e força horizontal [7]. Neste caso, primeiramente em relação à liga de aço inoxidável, a reduzida altura da alça e a faixa de ativação aplicada foram, provavelmente, os fatores que induziram a não haver diferença entre as secções transversais utilizadas. No caso da liga de beta-titânio (TMA), a ativação pontual e a elevada altura da alça foram os prováveis fatores indutores da não diferença. Apesar disso, a maioria dos resultados apresentados na Tabela 5 induz à aceitação da influência da secção transversal sobre a força horizontal e a carga deflexão gerada.

Considerando a retração dos incisivos superiores, a força deve situar-se na faixa de 100g (1N) [16] a 150g (1.5N) [16,17,18] por lado. Yoshida et al. [1], em sua pesquisa, propôs 0.5N de força por dente a ser retraído no segmento anterior superior. No trabalho de Coimbra et al. [14], onde foi estudada a alça em forma de gota por meio de teste mecânico e método de elementos finitos, o nível de força considerado ideal para o movimento dos incisivos superiores foi em torno de 3.1N e para os incisivos inferiores, em torno de 2.6N. Na retração de caninos a força pode apresentar-se na faixa de 0.5N [19], 1N [19,20,21,22,23,24], 1.5N [13,23,25,26], 2N [22,25,26,27] chegando até 3N [13] por lado. Submetendo os valores médios de força horizontal deste estudo ao intervalo de

força considerado ideal para a retração em massa de incisivos [1,14,16,17,18] e caninos [13,19,20,21,22,23,24,25,26,27], encontramos alças que corresponderam à faixa de força preconizada, conforme mostra a Tabela 1 (marcado com um asterisco). Observamos que os fatores altura, secção transversal e liga, devem ser considerados na obtenção de valores de força satisfatórios para a retração em massa dos incisivos e caninos, quando na utilização de alças. No trabalho de Coimbra et al. [14], o fator altura, direcionado à alça em forma de gota, apresentou comportamento análogo ao apresentado em nosso estudo em relação à força gerada, sendo a mesma mais intensa quanto menor a altura da alça. Na pesquisa de Ferreira [7] com a alça em forma de duplo delta, estudando a influência da liga e da secção transversal na magnitude de força e carga-deflexão gerada, foi verificado que estes fatores induziram modificações nos valores obtidos, assim como no nosso estudo. Também ficou clara a possibilidade de obter valores reduzidos de carga-deflexão, permitindo a aplicação de forças leves e constantes, tornando o movimento dental mais fisiológico e eficiente [5]. E essa redução ocorre através da alteração da secção transversal, do aumento da altura da alça e da utilização de uma liga com baixo módulo de elasticidade [12]. Foi observado que um relativo aumento ou redução da carga-deflexão advém de um respectivo aumento ou redução da secção transversal [6]. Em suma, alças que apresentam baixa carga-deflexão devolvem forças mais constantes durante a desativação [6,7] e proporcionam amplas faixas de ativação [6].

Em relação às ligas utilizadas em nosso trabalho, o aço inoxidável é considerado popular devido a um bom equilíbrio de dureza, formabilidade, resiliência, resistência à corrosão e custo moderado [10,28]. O beta-titânio (TMA) apresenta um balanço de propriedades excelentes incluindo alta elasticidade, baixa dureza e alta formabilidade [8,10,28], tendo a desvantagem de apresentar um alto coeficiente de fricção [8,10]. Considerando o módulo de Young ou módulo de elasticidade do beta-titânio (TMA), onde este se apresenta menor do que a metade do módulo do aço inoxidável [8,10], as alças comumente utilizadas na liga de aço inoxidável para reduzir a carga-deflexão podem não ser necessárias para a liga de beta-titânio (TMA) [8]. É necessário ter em mente as três características importantes para um fio superior: o mesmo deve permitir amplas deflexões sem sofrer deformação permanente (grande elasticidade); deve apresentar uma dureza menor do que a do aço inoxidável e deve também apresentar uma grande formabilidade, ou seja, a capacidade de ser facilmente contornado, dobrado e formado em complicadas configurações, tais como alças, sem fraturar [10]. Deseja-se alta elasticidade, baixa dureza, boa formabilidade e baixa fricção, embora as propriedades requeridas num fio ortodôntico variem dependendo da sua aplicação [8].

Em nossa pesquisa, observamos que a liga de beta-titânio (TMA) levou a produzir forças de intensidade leve e constante, proporcionando amplas faixas de ativação, o que também foi demonstrado nos trabalhos de Drake et al [28] e Kusy [29]. Na sua aplicação, a liga de aço inoxidável devolve muito mais força do que a desejada [10], como

foi comprovado pelos dados obtidos no presente estudo. Esta pesquisa demonstrou que a alça em forma de gota de beta-titânio apresentou respostas mais favoráveis quando comparada à alça em forma de gota de aço inoxidável, concordando com o estudo de Drake et al. [28], onde foi demonstrada a geração de forças menores e mais fisiológicas por alças de beta-titânio quando comparadas às forças geradas pelas alças de aço inoxidável. Por outro lado, na construção de alças num arco de beta-titânio (TMA), visando a retração de dentes anteriores, reside a dificuldade de inserir torque suficiente nestes dentes, perdendo- se o controle axial [16]. Também há dificuldade quanto ao contorno do arco com a presença da alça de um lado sem afetar o contorno na porção anterior e no lado oposto [16]. Observamos que é necessário conhecimento da biomecânica na confecção das alças de retração, selecionando adequadamente a altura, a secção transversal e a liga. Não há influência de um fator sobre os demais, mas sim, uma combinação destes, buscando obter forças leves [30]. As mesmas devem estar incluídas no conceito de força ótima, induzindo um movimento dental máximo sem dano tecidual, proporcionando extremo conforto ao paciente [26].

Verificou-se que os parâmetros utilizados foram efetivos na busca por atingir uma força horizontal e uma carga-deflexão o mais próxima do ideal, mesmo que, em relação ao fechamento de espaços, amplas faixas de força sejam aplicadas, não havendo evidência que suporte um nível de força ótima considerado ideal para tal propósito [22], sendo este único para cada dente e paciente [6,19,25,26,31]. Este nível de força, inclusive após várias pesquisas, permanece sem comprovação científica, sendo ainda universalmente questionado e por ser descoberto [26,30].

REFERÊNCIAS

1. Yoshida N, Koga Y, Mimaki N and Kobayashi K. In vivo determination of the centres of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces. Eur J Orthod, 2001; 23:529-34

2. Kuhlberg AJ and Priebe D. Testing force systems and biomechanics – measured tooth movements from differential moments closing loops. Angle Orthod, 2003; 73(3):270-80.

3. Henneman S, Von Den Hoff JW and Maltha JC. Mechanobiology of tooth movement. Eur J Orthod, 2008; 30:299-306.

4. Chen J, Bulucea I, Katona TR and Ofner S. Complete orthodontic load systems on teeth in a continuous full archwire: the role of triangular loop position. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2007; 132(2):143e1-e8.

5. Chang YI, Shin SJ and Baek SH. Three-dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop edgewise archwire. Eur J Orthod, 2004; 26(3):339-45.

6. Burstone CJ, Baldwin JJ and Lawless DT. The application of continuous forces to orthodontics. Angle Orthod, 1961; 31(1):1-14.

7. Ferreira MA. The wire material and cross-section effect on double delta closing loops regarding load and spring rate magnitude: an in vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop, 1999; 115(3):275-82.

8. Verstrynge A, Humbeeck JV and Willems G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2006; 130(4):460-70.

9. Kusy RP. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. Angle Orthod, 2002; 72(6):501-12.

10. Burstone CJ and Goldberg AJ. Beta titanium: a new orthodontic alloy. Am J Orthod Dentofac Orthop, 1980; 77(2):121-32.

11. Ødegaard J, Meling T and Meling E. The effects of loops on the torsional stiffnesses of rectangular wires: an in vitro study. Am J Orthod Dentofac Orthop, 1996; 109(5):496-505.

12. Braun S and Garcia JL. The gable bend revisited. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2002; 122(5):523-27.

13. Viecilli RF. Self-corrective T-loop design for differential space closure. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2006; 129(1):48-53.

14. Coimbra MER, Penedo ND, Gouvêa JP, Elias CN, Araújo MTS and Coelho PG. Mechanical testing and finite element analysis of orthodontic teardrop loop. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2008; 133(2):188e9-e13.

15. Ferreira MA, Oliveira FT, Ignácio AS and Borges PC. Experimental force definition system for a new orthodontic retraction spring. Angle Orthod, 2005; 75(3):368-77.

16. Siatkowski RE. En masse space closure with precise anchorage control. Sem Orthod, 2001; 7(3):141-49.

17. Dinçer M, Gülsen A and Türk T. The retraction of upper incisors with the PG retraction system. Eur J Orthod, 2000; 22:33-41.

18. Türk T, Elekdag-Türk S and Dinçer M. Clinical evaluation of the centre of resistance of the upper incisors during retraction. Eur J Orthod, 2005; 27:196-201.19. Hayashi K, Uechi J, Lee SP and Mizoguchi I. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement based on XYZ and finite helical axis systems. Eur J Orthod, 2007; 29:589-95.

19. Thiruvenkatachari B, Ammayappan P and Kandaswamy R. Comparison of rate of canine retraction with conventional molar anchorage and titanium implant anchorage. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2008; 134(1):30-5.

20. Southard TE, Marshall SD and Grosland NM. Friction does not increase anchorage loading. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2007; 131(3):412-14.

21. Nightingale C and Jones SP. A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. J Orthod, 2003; 30:229-36.

22. Sander FG. Biomechanical investigation of the hybrid retraction spring. J Orofac Orthop, 2000; 61(5):341-51.

23. Viecilli RF, Katona TR, Chen J, Hartsfield Jr JK and Roberts WE. Three- dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2008; 133(6):791.e11-e26.

24. Iwasaki LR, Haack JE, Nickel JC and Morton J. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. Am J Orthod Dentofac Orthop, 2000; 117(2):175-83.

25. Ren Y, Maltha JC and Kuijpers-Jagtman AM. Optimun force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Angle Orthod, 2003; 73(1):86-92.

26. Shpack N, Davidovitch M, Sarne O, Panayi N and Vardimon AD. Duration and anchorage management of canine retraction with bodily versus tipping mechanics. Angle Orthod, 2008; 78(1):95-100.

27. Drake SR, Wayne DM, Powers JM and Asgar K. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. Am J Orthod Dentofac Orthop, 1982; 82(3):206-10.

28. Kusy R. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. Angle Orthod, 1997; 67(3):197-208.

29. Melsen, B, Cattaneo PM, Dalstra M and Kraft DC. The importance of force levels in relation to tooth movement. Sem Orthod, 2007; 13(4):220-33.

30. Daskalogiannakis J and McLachlan KR. Canine retraction with rare earth magnets: an investigation into the validity of the constant force hypothesis. Am J Orthod Dentofac Orthop, 1996; 109(5):489-95.

LEGENDAS

A1: liga de aço inoxidável na secção transversal de 0.018”x 0.025”. A2: liga de aço inoxidável na secção transversal de 0.019”x 0.025”. B1: liga de beta-titânio (TMA) na secção transversal de 0.018”x 0.025”. B2: liga de beta-titânio (TMA) na secção transversal de 0.019”x 0.025”. DP: desvio padrão. A1.6: alça de aço inoxidável de 6mm de altura na secção transversal de 0.018”x 0.025”. A1.8: alça de aço inoxidável de 8mm de altura na secção transversal de 0.018”x 0.025”. A1.10: alça de aço inoxidável de 10mm de altura na secção transversal de 0.018”x 0.025”. A2.6: alça de aço inoxidável de 6mm de altura na secção transversal de 0.019”x 0.025”. A2.8: alça de aço inoxidável de 8mm de altura na secção transversal de 0.019”x 0.025”. A2.10: alça de aço inoxidável de 10mm de altura na secção transversal de 0.019”x 0.025”. B1.6: alça de beta-titânio (TMA) de 6mm de altura na secção transversal de 0.018”x 0.025”. B1.8: alça de beta-titânio (TMA) de 8mm de altura na secção transversal de 0.018”x 0.025”. B1.10: alça de beta-titânio (TMA) de 10mm de altura na secção transversal de 0.018”x 0.025”. B2.6: alça de beta-titânio (TMA) de 6mm de altura na secção transversal de 0.019”x 0.025”. B2.8: alça de beta-titânio (TMA) de 8mm de altura na secção transversal de 0.019”x 0.025”. B2.10: alça de beta-titânio (TMA) de 10mm de altura na secção transversal de 0.019”x 0.025”.

CONCLUSÃO

A liga de beta-titânio (TMA) apresentou as melhores respostas em nosso estudo.

Os fatores altura e secção transversal utilizados para confecção das alças são importantes para a obtenção de forças ortodônticas leves, adequadas ao movimento ortodôntico.

É importante salientar que a combinação dos fatores altura, secção transversal e liga deve convergir para obtenção de forças adequadas, tendo em vista os parâmetros existentes e aqueles que venham a satisfazer o conceito de força ótima.

REFERÊNCIAS

BANTLEON, H.P.; DROSCHL, H. Kraftabgabe von loops bei verwendung unterschiedlicher loophöhen und drahtqualitäten. Fortschr. Kieferorthop., Berlin, v. 46, n. 6, p. 471-484, Nov. 1985.

BRAUN, S.; GARCIA, J.L. The gable bend revisited. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 122, n. 5, p. 523-527, Nov. 2002.

BURSTONE, C.J.; BALDWIN, J.J.; LAWLESS, D.T. The application of continuous forces to orthodontics. Angle Orthod., Appleton, v. 31, n. 1, p.1-14, Jan. 1961.

BURSTONE, C.J.; GOLDBERG, A.J. Beta titanium: a new orthodontic alloy. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 77, n. 2, p. 121-132, Feb. 1980.

CHACONAS, S.J.; CAPUTO, A.A.; MIYASHITA, K. Force distribution comparisons of various retraction archwires. Angle Orthod., Appleton, v. 59, n. 1, p. 25-30, 1989.

COIMBRA, M. E. R. et al. Mechanical Testing and finite element analysis of orthodontic teardrop loop. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 133, n. 2, p. 188e9-188e13, Feb. 2008.

CHEN, J. et al. Complete orthodontic load systems on teeth in a continuous full archwire: the role of triangular loop position. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 132, n. 2, p. 143e1-143e8, Aug. 2007.

CHOY, K. et al. Controlled space closure with a statically determinate retraction system. Angle Orthod., Appleton, v. 72, n. 3, p. 191-198, 2002.

CHANG, Y.I.; SHIN, S.J.; BAEK, S.H. Three-dimensional finite element analysis in distal en masse movement of the maxillary dentition with the multiloop edgewise archwire. Eur. J. Orthod., Oxford, v. 26, n. 3, p. 339-345, 2004.

CAPUTO, A.A.; CHACONAS, S.J.; HAYASHI, R.K. Photoelastic visualization of orthodontic forces during canine retraction. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 65, n. 3, p. 250-259, Mar. 1974.

DASKALOGIANNAKIS, J.; McLACHLAN, K.R. Canine retraction with rare earth magnets: an investigation into the validity of the constant force hypothesis. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 109, n. 5, p. 489-495, May. 1996.

DINÇER, M.; GÜLSEN, A.; TÜRK, T. The retraction of upper incisors with the PG retraction system. Eur. J. Orthod., Oxford, v. 22, p. 33-41, Feb. 2000.

DRAKE, S.R. et al. Mechanical properties of orthodontic wires in tension, bending, and torsion. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 82, n. 3, p. 206-210, Sep. 1982.

FAULKNER, M.G. et al. On the use of vertical loops in retraction systems. Am. J. Orthod. Dentofac. Orhop., Saint Louis, v. 99, n. 4, p. 328-336, Apr. 1991.

FERREIRA, M.A. The wire material and cross-section effect on double delta closing loops regarding load and spring rate magnitude: an in vitro study. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 115, n. 3, p. 275-282, Mar. 1999.

FERREIRA, M.A. et al. Experimental force definition system for a new orthodontic retraction spring. Angle Orthod., Appleton, v. 75, n. 3, p. 368-377, 2005.

HAYASHI, K. et al. Three-dimensional analysis of orthodontic tooth movement based on XYZ and finite helical axis systems. Eur. J. Orthod., Oxford, v. 29, p. 589-595, Dec. 2007.

HENNEMAN, S.; VON DEN HOFF, J.W.; MALTHA, J.C. Mechanobiology of tooth movement. Eur. J. Orthod., Oxford, v. 30, p. 299-306, Jun. 2008.

HEO, W.; NAHM, D.S.; BAEK, S.H. En masse retraction and two-step retraction of maxillary anterior teeth. Angle Orthod., Appleton, v. 77, n. 6, p. 973-978, 2007.

IWASAKI, L.R. et al. Human tooth movement in response to continuous stress of low magnitude. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 117, n. 2, p. 175-183, Feb. 2000.

KUHLBERG, A. J.; PRIEBE, D. Testing force systems and biomechanics – measured tooth movements from differential moments closing loops. Angle Orthod., Appleton, v. 73, n. 3, p. 270-280, 2003.

KUSY, R. A review of contemporary archwires: their properties and characteristics. Angle Orthod., Appleton, v. 67, n. 3, p. 197-208, 1997.

KUSY, R. P. Orthodontic biomaterials: from the past to the present. Angle Orthod., Appleton, v. 72, n. 6, p. 501-512, 2002.

KRISHNAN, V.; DAVIDOVITCH, Z. Cellular, molecular and tissue-level reactions to orthodontic force. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 129, n. 4, p. 469e.1-469e.32, Apr. 2006.

MELSEN, B. et al. The importance of force levels in relation to tooth movement. Sem. Orthod., Saint Louis, v. 13, n. 4, p. 220-233, Dec. 2007.

NIGHTINGALE, C.; JONES, S.P. A clinical investigation of force delivery systems for orthodontic space closure. J. Orthod., Leeds, v. 30, p. 229-236, Sep. 2003.

ØDEGAARD, J.; MELING, T.; MELING, E. The effects of loops on the torsional stiffnesses of rectangular wires: an in vitro study. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 109, n. 5, p. 496-505, May. 1996.

REN, Y.; MALTHA, J.C.; KUIJPERS-JAGTMAN, A.M. Optimun force magnitude for orthodontic tooth movement: a systematic literature review. Angle Orthod., Appleton, v. 73, n. 1, p. 86-92, 2003.

REN, Y. et al. Optimum force magnitude for orthodontic tooth movement: a mathematic model. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 125, n. 1, p. 71-77, Jan. 2004.

REITAN, K. Some factors determining the evaluation of forces in orthodontics. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 43, n. 1, p. 32-45, Jan. 1957.

SANDER, F.G. Biomechanical investigation of the hybrid retraction spring. J. Orofac. Orthop., Berlin, v. 61, n. 5, p. 341-351, 2000.

SIATKOWSKI R.E. En masse space closure with precise anchorage control. Sem. Orthod., Saint Louis, v. 7, n. 3, p. 141-149, Sep. 2001.

SHPACK, N. et al. Duration and anchorage management of canine retraction with bodily versus tipping mechanics. Angle Orthod., Appleton, v. 78, n. 1, p. 95-100, 2008.

SOUTHARD, T.E.; MARSHALL, S.D.; GROSLAND, N.M. Friction does not increase anchorage loading. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 131, n. 3, p. 412-414, Mar. 2007.

SHIMIZU, R.H. et al. Desempenho biomecânico da alça "T", construída com fio de aço inoxidável, durante o fechamento de espaços no tratamento ortodôntico. R. Dental Press Ortodon. Ortop. Facial, Maringá, v. 7, n. 6, p. 49-61, Nov/Dez. 2002.

THIESEN, G. et al. Avaliação das forças liberadas por diferentes tipos de alças de fechamento de espaço utilizadas em ortodontia. Ortodontia Gaúcha, Porto Alegre, v. 5, n. 2, p. 86-91, Jul/Dez. 2001.

THIRUVENKATACHARI, B.; AMMAYAPPAN, P. KANDASWAMY, R. Comparison of rate of canine retraction with conventional molar anchorage and titanium implant anchorage. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 134, n. 1, p. 30-35, Jul. 2008.

TÜRK, T.; ELEKDAG-TÜRK, S.; DINÇER, M. Clinical evaluation of the centre of resistance of the upper incisors during retraction. Eur. J. Orthod., Oxford, v. 27, p. 196-201, Apr. 2005.

VIECILLI, R. F. Self-corrective T-loop design for differential space closure. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 129, n. 1, p. 48-53, Jan. 2006.

VIECILLI, R. F. et al. Three-dimensional mechanical environment of orthodontic tooth movement and root resorption. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 133, n. 6, p. 791.e11-791.e26, Jun. 2008.

VERSTRYNGE, A.; HUMBEECK, J.V.; WILLEMS, G. In-vitro evaluation of the material characteristics of stainless steel and beta-titanium orthodontic wires. Am. J. Orthod. Dentofac. Orthop., Saint Louis, v. 130, n. 4, p. 460-470, Oct. 2006.

WILLIAMS, B.R.; CAPUTO, A.A.; CHACONAS, S.J. Orthodontic effects of loop design and heat treatment. Angle Orthod., Appleton, v. 48, n. 3, p. 235-239, Jul. 1978.

YOSHIDA, N. et al. In vivo determination of the centres of resistance of maxillary anterior teeth subjected to retraction forces. Eur. J. Orthod., Oxford, v. 23, p. 529- 534, Oct. 2001.

SOBRE OS AUTORES

MAURO CORDEIRO D'ORNELLAS: Graduado em Odontologia pela Universidade Luterana do Brasil, Especialista em Ortodontia e Ortopedia Facial, Mestrado em Ciências Odontológicas com ênfase em Ortodontia pela Universidade Federal de Santa Maria – RS, atua como Cirurgião-Dentista na Prefeitura Municipal de Venâncio Aires-RS.

RENÉSIO ARMINDO GREHS: Graduado em Odontologia pela Universidade Federal de Santa Maria (UFSM). Mestre em Odontologia Área de Ortodontia pela Universidade Estadual de Campinas SP (UNICAMP). Doutor em Ciências Odontológicas Área de Ortodontia pela Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho (UNESP / Araraquara). Professor Associado da Disciplina de Ortodontia do Departamento de Estomatologia da Universidade Federal de Santa Maria.

VILMAR ANTÔNIO FERRAZZO: Graduado em Odontologia Universidade Federal de Santa Maria (UFSM) RS, realizou Mestrado e Doutorado em Ortodontia pela Universidade de São Paulo (FOUSP/SP), Professor Associado da Disciplina de Ortodontia (UFSM), atua em Clínica Privada em Santa Maria - RS

DÉBORA DO CANTO ASSAF: Graduada em Odontologia pela Universidade Federal de Santa Maria – RS, realizou especialização, mestrado e doutorado na área de Ortodontia. Especialista em DTM e Dor Orofacial, Pós graduanda em Odontologia do Sono. Atualmente é docente na Universidade Franciscana e atua em consultório privado em Santa Maria – RS.

DÉBORA DO CANTO ASSAF

Graduada em Odontologia pela Universidade Federal de Santa Maria – RS, realizou especialização, mestrado e doutorado na área de Ortodontia. Especialista em DTM e Dor Orofacial, Pós graduanda em Odontologia do Sono. Atualmente é docente na Universidade Franciscana e atua em consultório privado em Santa Maria – RS.

Biomecânica
ORTODÔNTICA PARA FECHAMENTO DE ESPAÇOS POR ALÇAS EM FORMA DE GOTA

www.atenaeditora.com.br
contato@atenaeditora.com.br
@atenaeditora
www.facebook.com/atenaeditora.com.br

Ano 2024